

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平7-222712

(43)公開日 平成7年(1995)8月22日

| | | | | |
|--------------------------|---------|--------|-----|--------|
| (51)Int.Cl. ⁶ | 識別記号 | 庁内整理番号 | F I | 技術表示箇所 |
| A 6 1 B 1/04 | 3 7 0 | | | |
| 1/00 | 3 0 0 D | | | |

審査請求 未請求 請求項の数1 O L (全 44 頁)

(21)出願番号 特願平6-16879

(22)出願日 平成6年(1994)2月10日

(71)出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72)発明者 金子 守

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 植田 康弘

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 吉原 雅也

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(74)代理人 弁理士 伊藤 進

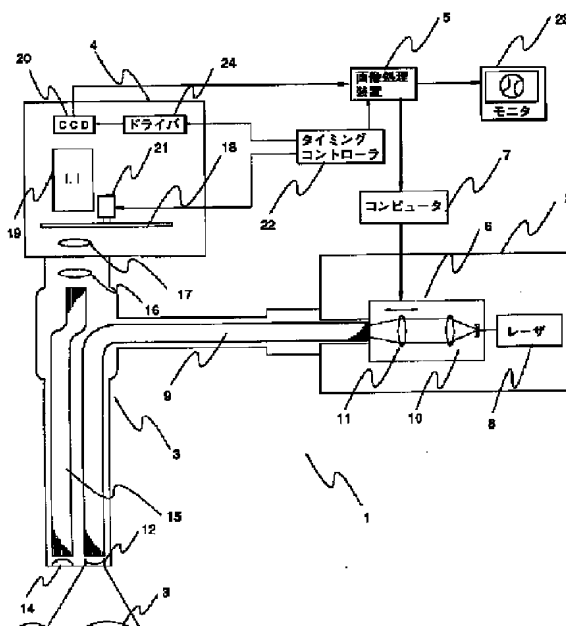
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 蛍光内視鏡装置

(57)【要約】

【目的】 あらかじめ、蛍光強度分布が均一になるように補正することで誤りの少ない、より精度の高い診断を行う。

【構成】 光源2に内蔵されたレーザ(例えば波長442nmのHe-cdレーザ)8より、励起光 λ_0 を発生し、配光分布調整手段6を通じ内視鏡3のライトガイド9に導光する。配光分布調整手段6は、ビームエキスパンダ部10と移動可能な集光レンズ11より構成され、レンズ11の位置により、レーザ光の配光分布を変化させることができる。442nmの励起光 λ_0 で得られる組織の蛍光は、正常部位ではその強度が強く、病変部では、波長の短い側で正常に比べ弱い。つまり、被写体13からの蛍光 λ_1 、 λ_2 と正常と病変で蛍光強度の比率が異なるので、この λ_1 、 λ_2 の比率を求めることで病変と正常を区別することができる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 体腔内に励起光を照射し、体腔内組織から発せられる蛍光を観察する蛍光内視鏡装置において、
 蛍光画像の強度分布を求める画像検出手段と、
 少なくとも励起光の配光を変更する配光変更手段または
 蛍光画像の各領域毎に係数を掛け補正する画像補正手段
 とを持ち、
 前記画像検出手段で求められた前期蛍光画像の強度分布
 が当該均一となるように、少なくとも前記配光手段または
 画像補正手段のどちらか一方を制御する制御手段を備
 えたことを特徴とする蛍光内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は励起光による蛍光像を得ることのできる蛍光内視鏡装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 近年、生体からの自家蛍光や生体へ薬物を注入し、その薬物の蛍光を2次元画像として検出し、その蛍光像から、生体組織の変性や癌等の疾患状態を診断する技術がある。

【0003】 自家蛍光においては、生体組織に光を照射すると、その励起光より長い波長の蛍光が発生する。生体における蛍光物質として、例えばNADH（ニコチンアミドアデニンヌクレオチド）、FMII（フラビンモノヌクレオチド）、ピリジヌクレオチド等がある。最近では、このような、内因物質と、疾患との相互関係が明確になってきた。

【0004】 また、薬物の蛍光においては、HpD（ヘマトポルフィリン）、Photofrin、ALA（ δ -amino levulinic acid）が癌への集積性があり、これら薬物を生体内に注入し、それらの蛍光を観察することで、疾患部位の診断が可能となる。

【0005】 つまり、上記自家蛍光及び薬物による蛍光において、正常部と病変部の蛍光強度及びそのスペクトルが変化する。そこで、蛍光の強度、スペクトルを画像で検出し、分析することで正常部と癌を判別することができる。その判別方法として、本出願人による特願平5-304429号に示すように、励起光 λ_0 （例えば350nm～500nmの光）のレーザ（例えばエキシマレーザ、クリプトンレーザ、He-Cdレーザ、色素レーザ）を患部に照射する。図48に示すように、例えば442nmの励起光 λ_0 で得られる組織の蛍光は、正常部位ではその強度が強く、病変部では、波長の短い側で蛍光強度の比率が異なるので、この λ_1 、 λ_2 の比率を求めることで病変と正常を区別することができる。そこで、蛍光を480～520nmの帯域及び630nm以上の帯域の2つのフィルタを通じ、高感度カメラ（イメージンテンシファイア）で撮影し、画像処理装置により、各帯域波長間で差等の画像演算を行い、その値か

ら、擬似カラー表示例えば正常部は緑、異常部は赤と表示することで、判別している。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】 ところで、内視鏡は光を、生体内へ伝送し照射するための、導光用ファイバー、拡散レンズと、反射光又は蛍光を生体外へ伝送し、観察するためのイメージガイド、対物レンズ、接眼レンズ等により構成されている。

【0007】 これら光学系は、それぞれ波長特性、分散、歪み等があり、内視鏡で蛍光観察をした場合、その観察領域において、蛍光強度分布に、ムラが生じたり、特に検出波長間で蛍光強度分布に違いがあると、癌と正常部の判別に誤りを生じることがあり、問題であった。

【0008】 本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、あらかじめ、蛍光強度分布が均一になるように補正することで誤りの少ない、より精度の高い診断を行うことのできる蛍光内視鏡装置を提供することを目的とする。

【0009】

【課題を解決するための手段】 本発明の蛍光内視鏡装置は、体腔内に励起光を照射し、体腔内組織から発せられる蛍光を観察する蛍光内視鏡装置において、蛍光画像の強度分布を求める画像検出手段と、少なくとも励起光の配光を変更する配光変更手段または蛍光画像の各領域毎に係数を掛け補正する画像補正手段とを持ち、前記画像検出手段で求められた前期蛍光画像の強度分布が当該均一となるように、少なくとも前記配光手段または画像補正手段のどちらか一方を制御する制御手段を備えて構成される。

【0010】

【作用】 本発明の蛍光内視鏡装置では、前記制御手段により前記画像検出手段で求められた前期蛍光画像の強度分布が当該均一となるように、少なくとも前記配光手段または画像補正手段のどちらか一方を制御することで、あらかじめ、蛍光強度分布が均一になるように補正することで誤りの少ない、より精度の高い診断を行うことを可能とする。

【0011】

【実施例】 図1及び図2は本発明の第1実施例に係わり、図1は蛍光内視鏡装置の第1実施例の構成を示す構成図、図2は図1の蛍光内視鏡の変形例の要部の構成を示す構成図である。

【0012】 図1に示すように、第1実施例の蛍光内視鏡装置1は、励起光を発生する光源2と、光源2からの励起光を生体内に照射して蛍光を検出し生体外に伝達する内視鏡3と、蛍光像を高感度で撮影し電気信号に変換するカメラ4と、カメラ4からの画像を処理し、蛍光強度分布を求める共に画像間演算を行う画像処理装置5と、前記蛍光強度分布から、光源2に内蔵される配光分布調整手段6を制御するコンピュータ7等により構成さ

れる。

【0013】まず、光源2に内蔵されたレーザ（例えば波長442nmのHe-cdレーザ、350mm～500mmのエキシマレーザ、クリプトンレーザ、色素レーザ）8より、励起光 λ_0 を発生し、配光分布調整手段6を通じ内視鏡3のライトガイド9に導光する。前記配光分布調整手段6は、ビームエキスパンダ部10と移動可能な集光レンズ11より構成され、レンズ11の位置により、レーザ光の配光分布を変化させることができる。尚、レンズ11の位置は、コンピュータ7により制御される。ライトガイド9に導光されたレーザ光は内視鏡3内部を通り拡散レンズ12により拡げられ、被写体13に照射される。そして被写体13より出た蛍光を対物レンズ14、イメージガイド15、接眼レンズ16を通じカメラ4に入射される。カメラ4に入射された、蛍光像は結合レンズ17、回転フィルタ18、イメージインテンシファイア（I. I.）19を通じCCD20で撮像されビデオ信号に変換される。図48に示したように、例えば442nmの励起光 λ_0 で得られる組織の蛍光は、正常部位ではその強度が強く、病変部では、波長の短い側で正常に比べ弱い。つまり、図48中 λ_1 、 λ_2 と正常と病変で蛍光強度の比率が異なるので、この λ_1 、 λ_2 の比率を求めることで病変と正常を区別することができる。そこで、前記回転フィルタ18には480～520nmの帯域及び630nm以上の帯域の光を透過するフィルタが交互に配置されている。

【0014】つまりモータ21により回転フィルタ18が回転することで、前記480～520nm、630nmの帯域の蛍光像を交互に撮像することができる。尚、前記モータ21の回転は前記コンピュータ7で制御されたタイミングコントローラ22で制御され、CCD20はタイミングコントローラによりドライバ24で駆動されている。

【0015】前記CCD20で得られた蛍光画像は、画像処理装置に入力され、各波長帯域毎の画像間で演算され、その結果に応じた擬似カラー画像をモニタ23に表示する。また、一方では、前記蛍光画像の強度分布をコンピュータ7で解析し、均一になるよう、光源2のレンズ11の位置を制御する。

【0016】尚、この配光分布の調整は内視鏡検査前に標準的な被写体13において行い、内視鏡検査中は、その配分を保持する。

【0017】このように本実施例の蛍光内視鏡装置1によれば、蛍光画像を基に光源の配光を変化させるので、スコープの交換により、その光学特性が変化しても良好な蛍光像を得ることができる。

【0018】ところで、第1実施例の変形例として、あらかじめ、内視鏡の種類をバーコードで検出し、その種類に合わせた、配光とるように構成することができ、このように構成することで、前記第1実施例のように、

内視鏡検査の前の調整がいらない。

【0019】つまり、図2に示すように、第1実施例の変形例として、内視鏡3のコネクタ31に、内視鏡3の機種又は配光データが記されたバーコード32と、前記バーコード32を読み取るバーコードスキャナ33と、バーコード32のデータより最適な蛍光画像となるように配光を変化させる配光分布調整手段6を制御するコンピュータ34とを備えて構成する。

【0020】そして、光源2に内視鏡3のコネクタ31を挿入する。この時、コネクタ31には、内視鏡3の機種又は配光データが記されたバーコード32が、添付され、このバーコード32をバーコードスキャナ33で読み、この結果を基に、コンピュータ34で配光分布調整手段6を制御する。

【0021】この結果、事前の被写体13を用いた配光調整を行うことなく最適な配光分布を得ることができる。

【0022】尚、前記第1実施例において、イメージファイバーのその素線が8 μ m以上の物を使用することで、600nm以上の赤色の減衰が少なく、より安定した蛍光診断が可能である。

【0023】次に第2実施例について説明する。図3は第2実施例に係る蛍光内視鏡装置の内視鏡先端部の構成を示す構成図である。第2実施例は第1実施例とほとんど同じであるので、異なる構成のみ説明し、同一構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0024】イメージガイドよりなる内視鏡において、観察画像の分解向上のため、イメージガイドを構成するファイバーの外径を7.5 μ と細くし、本数を増加している。このファイバーの細径化によってイメージガイド周辺部で赤色の伝送効率がわずかながら低下していたが、通常の内視鏡観察では支障なかった。

【0025】しかし、蛍光を用いて癌等の病変部を診断する技術においては、緑色と赤色の比を取るなど、波長間の演算を行っているため、イメージガイド周辺部で赤色の伝送効率が低下すると癌等の病変部と正常部の判別に誤りを生じることがあった。

【0026】そこで、第2実施例の蛍光内視鏡装置として、イメージガイド周辺部での赤色領域の伝送効用を肩上させ、ファイバー本数増加による分解能向上を行いつつも、正常部と病変部の判別をより精度良く行う。

【0027】つまり、体腔内に励起光を照射し、体腔内組織から発せられる蛍光を光ファイバーからなるイメージガイドを介し、観察する内視鏡装置において、前記イメージガイドを構成する光ファイバーの中心部と周辺部とで中心部に比べ、周辺部の光ファイバーの波長特性の赤色領域の帯域を増加した。

【0028】したがって、イメージガイドの周辺部の光線が光ファイバーの面に対し、傾いて入射されても、光ファイバーの赤色領域の帯域が増加しているので、赤色

の抜けが少なくなり、観察領域の場所に関係なく、病変部と正常部の判別ができる。

【0029】この結果、第2実施例の蛍光内視鏡装置では、ファイバー本数増加による分解能向上を行いつつも、周辺部の赤色領域の伝送効率を向上しているの、周辺部の赤色光の減衰を防ぐことができ、緑色と赤色の比等により、病変部と正常部の判別の際、緑色及び赤色の伝送効率が周辺部で低下しないので、観察画像全域において良好な判別ができる。

【0030】より詳細に第2実施例を説明する。図3 (a) 及び (b) は内視鏡先端部の断面図及びイメージガイドの分布図、図3 (c) は光ファイバーの波長特性を示す図である。

【0031】図3に示すように、内視鏡3の先端部は光源2からの励起光を伝送するライトガイド9と、ライトガイド9からの励起光を体腔内に拡散して照射する凹レンズ12と、前記励起光による蛍光分布をイメージガイド36の端面36aに投影する対物レンズ14と、蛍光像をカメラ4に伝送するイメージガイド36より構成され、さらに、前記イメージガイド36が、中心部が7.5 μ mの光ファイバ37aと、周辺部が8 μ mの光ファイバ37bより成る。

【0032】そして、ライトガイド9、凹レンズ12により照射された光は体腔内に照射され、病変部、正常部に応じた蛍光が発生する。その蛍光像を対物レンズ14でイメージガイド36の端面に投影する。この時、投影する像の光線はイメージガイド36の端面36aを構成する光ファイバ入射面に対しある角度を持って入射する。例えば、中心部では光ファイバ入射面に対し、ほぼ垂直に入射するが、周辺部では5°程度傾いて入射する。

【0033】ところで、光ファイバの外径と光線の入射角が0°と5°に対する波長特性を示すと、図3 (c) のような特性となる。光ファイバの外径が10 μ 以下になると、グラッドの厚みが約1 μ 程度以下になり、赤色から近赤外領域においてカットオフ周波数が存在する。つまり、光ファイバの外径が小さくなるにつれ、グラッドの厚みが薄くなり、長波長側つまり赤色光から近赤外光にかけ光がファイバーを抜け出て伝送できなくなる。一方、光ファイバの入射する角度を増加すると、一部の光は入射角の限界を越えやはり抜け出してしまふ。

【0034】したがって7.5 μ mのファイバで入射角度が5°程度傾くと赤色領域の伝送効率が低下する。

【0035】一方、癌診断では480~540nmの緑色光と620~700nmの赤色光の比を求めることで判別している。

【0036】しかしながら、外径が7.5 μ mの光ファイバでイメージガイドを構成すると図3 (c) のように周辺部で赤色光の減衰が発生し、病変を判別しづらくなる。そこで入射角度のある周辺部を外径が8 μ mの光フ

アイバで構成することで赤色の帯域を増加でき、イメージガイドのどの領域でも均一な伝送効率を得ることが可能である。

【0037】尚、外径を8 μ mとせず、7.5 μ mのまま、グラッドの厚みを増しても良い。又、本例では7.5 μ 、8 μ でイメージガイドを構成したが、さらに、8.3 μ 、8 μ 、7.7 μ 、7.4 μ と何段階に分けて構成しても良い。

【0038】次に第3実施例について説明する。図4及び図5は第3実施例に係わり、図4は蛍光内視鏡装置の内視鏡先端部の構成を示す構成図、図5は図4の蛍光内視鏡装置の変形例の内視鏡先端部の構成を示す構成図である。第3実施例は第1実施例とほとんど同じであり、配光分布調整手段を内視鏡の先端部に設けた点が異なるだけなので、異なる構成のみ説明し、同一構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0039】第3実施例は、イメージガイドの前に、吸収分布を持った光学フィルタを配置することで、蛍光強度の分布を均一にした蛍光内視鏡装置である。

【0040】図4 (a)、(b) に示すように、内視鏡3aの先端内でイメージガイド15の直前に吸収分布を持った光学フィルタ40が配置されている。その他の構成は第1実施例と同じである。

【0041】前記光学フィルタ40が、図4 (c) のように中心から周辺に向けてその吸光度が低くなるように設定されている。

【0042】例えば、蛍光像は対物レンズ14を通じイメージガイド15の端面に投影される。この時イメージガイド15の直前に光学フィルタ40を配置すると、蛍光像は中心に比べ周辺を明るくすることができる。一方、照射光は中心に比べ、周辺が暗くなりやすく、また、対物レンズ14のディストーション補正を行うと、やはり周辺が暗くなりやすい。さらにイメージガイド15の端面の周辺では中心に比べ入射光線が3~6°程度傾いており、前記同様周辺で暗くなる。つまり、あらかじめ図4 (c) のような光学フィルタをイメージガイド15の直前に配置することで、前記配光分布を均一にすることができる。

【0043】尚、光学フィルタ15は、波長特性を持っていても良く、例えば600nm以上の光に対してのみある吸収分布を持ったフィルターと、480~520nmの光に対してのみある吸収分布を持ったフィルターとを組み合わせたり、又は、どちらか一方を使うことで各波長毎の補正が可能となる。尚、これは接眼側につけても良い。

【0044】従って、特別な配光調整手段がいらないので、安価、容易に構成できる。

【0045】図5に示すように、第3実施例の変形例の内視鏡3bの先端部には、対物レンズ14とイメージガイド15の端面15aとの間に、光線の光軸を光ファイ

パに対し、ほぼ垂直になるように変換する光軸変換素子41を配置する。

【0046】その結果、励起光により励起された蛍光を対物レンズ14を介して入射し、さらに例えば凸レンズによる光軸変換素子41により端面に対し光軸がほぼ垂直になるようにする。これによってファイバーの外径が7.5 μm で構成されたイメージガイドの周辺部であっても、赤色の伝送効率が低下しない。

【0047】この場合、第2実施例のように光ファイバーの外径を場所によって変える必要がないので、イメージガイドが作り易い。

【0048】次に第4実施例について説明する。図6ないし図8は第4実施例に係わり、図6は蛍光内視鏡装置の第4実施例の構成を示す構成図、図7は図6の蛍光内視鏡の変形例の構成を示す構成図、図8は図6のLUTの補正方法の一例を説明する説明図である。第4実施例は第1実施例とほとんど同じであるので、異なる構成のみ説明し、同一構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0049】第4実施例は、各検出波長に対する補正テーブルを配置し、各検出波長毎の蛍光強度分布を補正することで精度の高い診断が可能とした蛍光内視鏡装置の実施例である。

【0050】図6に示すように、本蛍光内視鏡装置50は、レーザ8が直接ライトガイド9に導光されるとともに得られた蛍光画像を処理する画像処理装置51がCCD20からのビデオ信号をデジタルデータに変換するA/D変換器52と、各波長毎の蛍光画像を補正する補正テーブル53と、画像を蓄える画像メモリ54と、各画間で演算する演算器55と、その演算結果より病変部を判り易い画像とする(例えば擬似カラー)ビデオプロセッサ56と、前記蛍光画像を各波長に分け処理するため、モータ21、補正テーブル53、画像メモリ54、演算器55のタイミングを調整するタイミングコントロール57より構成される。他の構成は愛1実施例と同じである。

【0051】レーザ8より発生したレーザ光を直接ライトガイド9に入射する。この励起光による蛍光を、画像処理装置41で、蛍光強度分布を補正した後、モニタ23に表示する。

【0052】まず、A/D変換器52でビデオ信号をデジタルデータに変換する。この画像のデジタルデータを各波長毎補正テーブル53で補正する。尚、この補正係数はあらかじめ標準被写体13により各波長毎の蛍光分布を求め、これが均一になるようフィードバック調整されている。

【0053】そして、補正されたデータは各波長毎に画像メモリ54に蓄積され、各波長間で演算器55で差分又は比演算され、その結果を基にビデオプロセッサ56で擬似カラーの画像信号に変換され、モニタ23に表示

される。

【0054】従って、検出波長毎に補正ができるので診断精度が向上する。

【0055】第4実施例の変形例として、図7に示すように構成しても良い。すなわち、画像処理装置51aにおいて、A/D変換器52からのデジタルデータをフレームメモリ61に記憶し、マルチプレクサ62を介して赤色、緑色毎個別に蛍光画像データをロックアップテーブル(LUT)(R)63、(G)64を用いて補正する($R' = f1(R)$, $G' = f2(G)$: $f1, 2f$ は補正関数)。マルチプレクサ62は、タイミングコントローラ57に基づきフィルタ切り換え部65により回転フィルタ18に同期してLUT(R)63、(G)64を切り換える。

【0056】このLUT(R)63、(G)64による補正方法は、例えば図8のように円周状に段階的に変化させる。つまり、最内周から最外周に向け、($R' = R$, $G' = G$), ($R' = R \times 1.1$, $G' = G \times 1.01$), ($R' = R \times 1.15$, $G' = G \times 1.03$), ($R' = R \times 1.2$, $G' = G \times 1.05$)として補正する。

【0057】ところで、蛍光観察では微弱蛍光を高倍率で増幅しているためかなりノイズが多い。又、癌と正常部を判別するため擬似カラー表示しており、立体感が少ない。このため、蛍光観察下で生検を行う場合、鉗子が蛍光を出さないため、鉗子の先端が病変に対し、どこにあるのか分からなかった。

【0058】そこで、鉗子先端に蛍光塗料を塗ったり、又、蛍光を発する物質で、鉗子を構成することで、病変部を正確に生検及び処置を行うことのできる蛍光内視鏡装置の実施例について説明する。

【0059】図9に示すように、内視鏡70のチャンネル71より鉗子72に挿通させる。鉗子72の先端部73には蛍光塗料74が塗られており、蛍光観察下においても鉗子の先端部を見ることができ病変部75に対する位置を正確にすることができる。尚、前記蛍光塗料の蛍光特性を図10のように組織の蛍光を違う特性のものを使用することで、例えば、擬似カラー表示の際、図11のように正常部→緑、異常部→赤、に対し、鉗子を青とすることで、より分かり易くすることが可能である。図10中 λ_0 (442nm)は励起波長、 λ_1 , λ_2 は検出波長を表している。つまり、 λ_1 と λ_2 の比を求めた場合、病変、正常、鉗子でその値は大きく異なるので、それらの判別が容易となる。

【0060】尚、蛍光を発する塗料としてルモーゲン、シャノンロー、ティグロカラー、コールドファイアカラーなどがある。

【0061】また、生体からの蛍光は微弱であるため、I. I. 19等で高感度で撮影するが、検査室の電灯や処置用の无影灯が点灯されていると、わずかではあるが

生体を通過し、体腔内に入る。このわずかな光であっても、高感度で撮影しているためノイズとなり正確な診断ができないことがあった。

【0062】そこで、外部照明の影響を除去することのできる蛍光内視鏡の実施例を説明する。図12に示すように、検査室等室内の電灯80の明かりを受光器81で受光し、制御装置82によりI. I. 19の感度を制御する高圧電源H. V. 83を制御する。つまり、室内が明るい場合、I. I. 19の感度を明るくし、電灯によるノイズの影響を少なくしたり、又、さらに室内が明るくI. I. 19の感度が飽和する場合や焼き付きの心配がある場合は供給電源をOFFしたりする。尚、室内が明るく、ノイズとなることを術者に知らせる表示手段を設けても良い。

【0063】ところで、蛍光観察カメラ4は大型であり、滅菌構造となっていない。そこで、このような問題を解決する蛍光内視鏡装置の実施例を図13に示す。図13に示すように、硬性鏡90と、カメラ4をイメージガイド91で接続することで滅菌域を確保する。又、カメラ4とイメージガイド91で接続するのでスコープホルダー等がなくても硬性鏡80の操作が容易になる。

【0064】〔付記〕

(1-1) 請求項1の蛍光内視鏡装置であって、前記配光変更手段は、移動可能な複数のレンズである。

【0065】(1-2) 請求項1の蛍光内視鏡装置であって、前記画像補正手段は、画像メモリからなる補正テーブルである。

【0066】(1-3) 請求項1の蛍光内視鏡装置であって、前記配光変更手段または画像補正手段による制御を均一な蛍光を発する標準被写体を使って行う。

【0067】(1-4) 請求項1の蛍光内視鏡装置であって、前記画像検出手段は少なくとも2つ以上の異なる波長領域の蛍光画像を検出するとともに、前記画像補正手段は前記各波長領域毎に補正するための2画面以上の画像メモリからなる補正テーブルを持つ。

【0068】この構成においては、前記補正手段は補正テーブルにより各検出波長領域毎に補正するので光学系の波長特性が異なっても、正常部及び異常部の判別を画面のどの領域においても精度良くできる。

【0069】(1-5) 付記(1-4)の蛍光内視鏡装置であって、前記波長領域は480～520nm、630nm以上の2つである。

【0070】(1-6) 体腔内に励起光を照射し、体腔内組織から発せられる蛍光を観察する蛍光内視鏡装置において、前記蛍光による像を内視鏡に内蔵された光学的に伝送するイメージガイドと、前記イメージガイドの入射端面に蛍光像を投影する対物レンズとの間に、前記イメージガイドの入射端面に入射する前記蛍光像の入射分布を変更する分布変更手段とを備えたことを特徴とする蛍光内視鏡装置。

【0071】この構成においては、あらかじめ前記分布変更手段を内視鏡に内蔵しているので、装置が簡単であるとともに、前記同様、正常部及び異常部の判別を画面のどの領域においても精度良くできる。

【0072】(1-7) 付記(1-6)の蛍光内視鏡装置であって、前記分布変更手段は、吸収分布を有する少なくとも1つ以上の光学フィルタである。

【0073】(1-8) 付記(1-7)の蛍光内視鏡装置であって、前記光学フィルタは波長特性を持つ。

【0074】この構成においては、前記光学フィルタが波長特性を有しているので、光学系の波長特性が異なっても、簡単な構成で正常部及び異常部の判別を画面のどの領域においても精度良く補正できる。

【0075】(1-9) 付記(1-8)の蛍光内視鏡装置であって、前記波長特性は480～520nmあるいは630nm以上で吸収分布を持つ。

【0076】(1-10) 体腔内に励起光を照射し、体腔内組織から発せられる蛍光を光ファイバーからなるイメージガイドを介し、観察する内視鏡装置において前記イメージガイドを構成する光ファイバーの中心部と周辺部とで中心部に比べ周辺部の波長特性の赤色領域の帯域を増加したことを特徴とする蛍光内視鏡装置。

【0077】(1-11) 付記(1-10)の蛍光内視鏡装置であって、前記光ファイバーの外径を中心部と周辺部とで変え、かつ中心部の方を細くした。

【0078】(1-12) 付記(1-10)の蛍光内視鏡装置であって、前記光ファイバーの外径を中心部で8μm未満、周辺部で8μm以上とした。

【0079】ところで、生体の検査対象部位に励起光を照射し、その対象部位から発する蛍光を2次元画像として検出し、この蛍光画像から生体組織の変性や癌等の疾患状態(例えば疾患の種類や浸潤範囲等)を診断する蛍光観察装置においては、前述のように内視鏡等を用いることにより、ライトガイドを介してレーザ装置からの励起光を検査対象部位に照射すると共に、撮像光学系を介して蛍光画像を得るようにしている。この場合、レーザ装置からの励起光をファイバ束によるライトガイドで伝送することにより励起光の配光分布において主に周辺部で励起光強度が弱くなったり、撮像光学系におけるディストーション補正、すなわち周辺部の像を広げることの影響により得られる蛍光画像における周辺部の蛍光強度が弱くなるなど、主に画像周辺部において蛍光画像の歪みが生じてしまい、蛍光画像の周辺部が暗くなりやすくなることが起こり得る。すなわち、完全に均一な空間的蛍光特性を持つ対象を撮像した場合でも蛍光画像における蛍光強度差が生じるような蛍光画像の歪みにより、蛍光画像内において光の強度レベルが低く信号対ノイズ比(S/N)が劣化する部分が発生することにより、正常部と病変部の判断をする際にS/Nの悪い部分では蛍光診断上の誤りが起こってしまうなどの問題点が生じる場

合がある。

【0080】前記のような問題点を解決するため、蛍光画像におけるS/Nを向上できるようにした蛍光観察装置の一実施例の構成例を以下の図14ないし図16に示す。図14は蛍光観察装置の全体構成を示す構成説明図、図15は図14の構成における蛍光画像処理装置の構成を示すブロック図、図16は蛍光画像処理装置における画像変換テーブル作成時の動作を説明する説明図である。

【0081】本例の蛍光観察装置は、観察対象部位への励起光の導光及び観察対象部位からの蛍光の結像を行う内視鏡101を備えている。そして、励起光を発生する蛍光観察用の光源手段として、例えば442nmの紫色光を発生するHe-Cd（ヘリウム-カドミウム）レーザ光発生手段を有するレーザ装置102を備え、また、内視鏡画像を観察するための通常観察用の光源手段として白色光を発生するキセノンランプ等のランプ103aを有するランプ光源装置103を備えて構成されている。

【0082】内視鏡101は、レーザ装置102あるいはランプ光源装置103からの出射光を先端部まで伝達するライトガイド104と、観察像を後端側の接眼部106まで伝達するイメージガイド105とが挿通されており、ライトガイド104は手元側の把持部の側部より延出したユニバーサルコード107内を挿通して端部のライトガイドコネクタ107aまで延設されている。

【0083】レーザ装置102及びランプ光源装置103は、内視鏡101へ導く光を切り換える配光用アダプタ108に接続され、配光用アダプタ108には前記内視鏡101のライトガイドコネクタ107aが接続されて、レーザ装置102からのレーザ光による励起光あるいはランプ光源装置103からの通常観察用照明光が配光用アダプタ108を介して内視鏡のライトガイド104へ導かれ、内視鏡101の先端部より出射されるようになっている。

【0084】前記配光用アダプタ108は、レーザ装置102及びランプ光源装置103の出射光の光路中に配設された可動ミラー109と、可動ミラー109を駆動するドライバ110とにより構成された照明光切換手段111を備えており、可動ミラー109の角度を選択的に切り換えることによって励起光あるいは通常観察用照明光を内視鏡のライトガイド104後端面へ導くようになっている。

【0085】内視鏡101の接眼部106には、受光用アダプタ112が接続され、この受光用アダプタ112には通常画像受信部であって通常観察用撮像手段となる通常観察用カメラ113と蛍光画像受信部であって蛍光観察用撮像手段となる蛍光観察用カメラ114とが接続され、各々の撮像手段によって通常観察像及び蛍光観察像が撮像されるようになっている。通常観察用カメラ113は、結像光学系と、撮像素子としてのCCD115

とを備え、ランプ光源装置103からの通常観察用照明光で照射された被検部位の像（通常観察像）を撮像するようになっている。

【0086】蛍光観察用カメラ114は、結像光学系と、所定の帯域の蛍光成分を通過させる回転フィルタ116と、回転フィルタ116を回転駆動する駆動用モータ117と、回転フィルタ116を透過した像を増幅するイメージインテンシファイア（I.I.）118と、イメージインテンシファイア118の出力像を撮像する撮像素子としてのCCD119とを備え、レーザ装置102からの励起光を照射することによって得られる被検部位の蛍光像（蛍光観察像）を撮像するようになっている。回転フィルタ116は、例えば $\lambda_1 = 480 \sim 520 \text{ nm}$ の帯域通過フィルタと $\lambda_2 = 630 \text{ nm}$ 以上の帯域通過フィルタとが配設されて円盤状に形成され、回転することによってこれらのフィルタが順次光路中に介挿され、それぞれの帯域の蛍光成分を通過させるようになっている。

【0087】受光用アダプタ112は、内視鏡の接眼部106へ伝送された被写体像の光路中に配設された可動ミラー120と、可動ミラー120を駆動するドライバ121とにより構成された撮像切換手段122を備えており、可動ミラー120の角度を選択的に切り換えることによって蛍光観察用と通常観察用とにカメラを切り換え、内視鏡101で得られた被写体像を通常観察用カメラ113あるいは蛍光観察用カメラ114へ導くようになっている。

【0088】前記通常観察用カメラ113にはカメラコントロールユニット（CCU）123が接続され、CCD115の出力の撮像信号（通常画像信号）が入力されてCCU123で信号処理がなされ、通常観察画像のビデオ信号が生成されるようになっている。

【0089】前記蛍光観察用カメラ114には蛍光画像処理手段となる蛍光画像処理装置124が接続され、CCD119の出力の撮像信号（蛍光画像信号）が入力されて蛍光画像処理装置124で信号処理がなされ、蛍光観察画像のビデオ信号が生成されるようになっている。

【0090】また、各部の動作タイミングを制御するタイミングコントローラ125が設けられ、配光用アダプタ108のドライバ110、受光用アダプタ112のドライバ121、回転フィルタ116の駆動用モータ117、及び蛍光画像処理装置124へタイミング制御信号を送出するようになっている。

【0091】前記CCU123及び蛍光画像処理装置124はビデオスイッチャ126に接続され、CCU123の出力の通常観察画像信号と蛍光画像処理装置124の出力の蛍光観察画像信号とがビデオスイッチャ126によって選択的に切換えられるようになっている。ビデオスイッチャ126には、手動により画像切換え制御を行うためのフットスイッチ127と、蛍光画像処理装置

124の演算結果に基づいて自動的に画像切換え制御を行うためのビデオスイッチングコントローラ128とが接続されている。ビデオスイッチャ126の出力端にはモニタ129が接続され、ビデオスイッチャ126によって選択された蛍光観察画像信号または通常観察画像信号がモニタ129に入力されて蛍光観察画像または通常観察画像が表示されるようになっている。

【0092】また、蛍光観察装置は、蛍光画像処理装置124における補正量の設定を行う際に用いる蛍光歪み検出用装置130を備えており、蛍光画像処理装置124に接続されている。蛍光歪み検出用装置130は、励起光の照射に対して2次元的に完全に均一な蛍光特性を有する歪み検出用蛍光板131を備えて構成されており、励起光の照射を感知して蛍光画像処理装置124へ制御信号を出力するようになっている。

【0093】本例の蛍光観察装置において観察を行う際には、タイミングコントローラ125からのタイミング制御信号の指示によって、配光用アダプタ108、受光用アダプタ112によりそれぞれ光源及びカメラを切り換え、蛍光観察または通常観察を選択する。このとき、タイミングコントローラ125は、蛍光画像処理装置124内での処理と、配光用アダプタ108の可動ミラー109、受光用アダプタ112の可動ミラー120、蛍光観察用カメラ114の回転フィルタ116の各動作との同期をとる。

【0094】通常観察の場合には、図14において実線で示すような位置に可動ミラー109、120を移動させる。これにより、内視鏡101のライトガイド104には配光用アダプタ108を介してランプ光源装置103からの通常観察用照明光が導かれ、観察対象部位へ照射される。このとき、ランプ103aからの通常観察用照明光により照明された被写体像（通常観察像）は、イメージガイド105を通り受光用アダプタ112を経て通常観察用カメラ113へ導かれて撮像される。そして、CCD115で撮像された通常画像の撮像信号がCCU123で信号処理され、通常観察画像信号としてビデオスイッチャ126へ送出される。

【0095】一方、蛍光観察の場合には、図14において破線で示すような位置に可動ミラー109、120を移動させる。これにより、内視鏡101のライトガイド104には配光用アダプタ108を介してレーザ装置102からの励起光が導かれ、観察対象部位へ照射される。このとき、励起光を照射することによって得られる被検部位の蛍光像（蛍光観察像）は、イメージガイド105を通り受光用アダプタ112を経て蛍光観察用カメラ114へ導かれて撮像される。蛍光観察用カメラ114において、回転フィルタ116により前記λ1、λ2の波長帯域の蛍光成分が透過され、イメージインテンシファイア118で蛍光像が増幅されてCCD119で撮像される。CCD119で撮像された蛍光画像の撮像信

号が蛍光画像処理装置124で信号処理され、蛍光観察画像信号としてビデオスイッチャ126へ送出される。

【0096】本例では、タイミングコントローラ125は、前記通常観察及び蛍光観察の2つの状態を高速で切換えている。この結果、常にビデオスイッチャ126には、通常観察画像信号と蛍光観察画像信号との両方が送られる。

【0097】このビデオスイッチャ126に入力された通常観察画像及び蛍光観察画像の2つの画像をモニタ129に表示する方法としては、フットスイッチ127からの指示により画像を選択的に切り換えて一方のみを表示する方法、蛍光画像処理装置124の演算結果に基づいてビデオスイッチングコントローラ128の制御により例えば癌等の疾患部位を識別したときに蛍光画像を表示するように画像を切換える方法、ビデオスイッチャ126において蛍光観察画像及び通常観察画像を合成して2つの画像をスーパーインポーズ表示したり所定の態様に合成表示する方法などが挙げられる。

【0098】次に、図15に蛍光画像処理装置124の詳細の構成を示し、蛍光画像処理装置124の構成及び作用について説明する。

【0099】蛍光画像処理装置124は、信号入力部にマルチプレクサ141を有しており、マルチプレクサ141において入力された蛍光画像信号を前述したλ1、λ2の波長帯域の蛍光成分のそれぞれで出力先を切り換えてλ1用のフレームメモリ142、λ2用のフレームメモリ143へ各々出力するようになっている。フレームメモリ（λ1）142、フレームメモリ（λ2）143にそれぞれλ1、λ2の蛍光画像信号が記憶されるようになっている。マルチプレクサ141にはタイミングコントローラ125からのタイミングコントロール信号が入力され、λ1及びλ2の蛍光画像信号のタイミングとマルチプレクサの切り換えタイミングとの同期がとられるようになっている。

【0100】フレームメモリ（λ1）142、フレームメモリ（λ2）143の後段には信号の出力先を切換えるスイッチャ（λ1）144、スイッチャ（λ2）145が設けられ、各スイッチャ144、145には、λ1及びλ2用の蛍光歪み検出回路146、147と画像変換テーブル148、149とが各々接続されている。

【0101】蛍光歪み検出回路146、147は、前記蛍光歪み検出用装置130に励起光を照射したときに得られる蛍光画像信号の標準信号レベルを所定値と比較することによって蛍光画像の歪みを検出するもので、検出結果に基づいて補正值設定信号を画像変換テーブル148、149へ送出し、蛍光画像信号の信号レベルを補正するための各々の画像変換テーブル148、149を作成するようになっている。

【0102】画像変換テーブル148、149の出力端は演算回路150に接続され、演算回路150において

画像変換テーブル148, 149で補正された蛍光画像信号に所定の演算が施され、蛍光観察画像のビデオ信号（蛍光観察画像信号）として出力されるようになっている。

【0103】蛍光観察を行う場合、レーザ装置102のHe-Cdレーザによる $\lambda_0 = 442\text{nm}$ の紫色光を生体組織に照射すると、 442nm より長い波長の自家蛍光が発生するので、この蛍光像を蛍光観察用カメラ114において回転フィルタ116で $\lambda_1 = 480 \sim 520\text{nm}$ と $\lambda_2 = 630\text{nm}$ 以上の2つの波長領域に分離透過して λ_1 と λ_2 の2つの蛍光像を順次撮像する。前記紫色光の励起光で得られる可視領域の蛍光感度は、正常部位では強く、癌などの病変部では弱くなり、特に λ_1 の $480 \sim 520\text{nm}$ の帯域では正常部位における蛍光感度が強く、病変部との差が大きくなる。

【0104】そこで、演算回路150において、例えば λ_1 と λ_2 における蛍光強度の比率または差分を求める演算を行い、生体組織の性状を判別可能な蛍光観察画像信号を生成する。

【0105】このとき、蛍光観察画像の周辺部の蛍光強度が弱くなってS/Nが劣化してしまうことを防止するために、蛍光歪み検出用装置130を用いて蛍光画像処理装置124の画像変換テーブル148, 149を作成して補正量の設定を行い、蛍光画像信号の補正を行う。

【0106】前記画像変換テーブル148, 149の作成時の動作を以下に説明する。

【0107】蛍光画像信号の補正量の設定を行う際には、まず、レーザ装置102からの励起光を蛍光歪み検出用装置130の歪み検出用蛍光板131に照射し、この蛍光板の蛍光像を内視鏡101を介して蛍光観察用カメラ114で撮像して得られた蛍光画像信号を蛍光画像処理装置124に送出する。前記歪み検出用蛍光板131は、使用する蛍光波長において、励起光の照射に対して2次元的に完全に均一な蛍光特性を有しており、2次元的に一定のレベルの蛍光強度を持った蛍光像が得られる。この標準となる蛍光画像を基にして、蛍光画像処理装置124において蛍光画像信号の信号レベルが2次元的に一定となるように画像信号の2次元的な変換を行って蛍光画像信号の補正を行うための画像変換テーブル148, 149を作成する。

【0108】蛍光歪み検出用装置130は、励起光の照射を感知すると、蛍光画像処理装置124のスイッチ144, 145に対してスイッチコントロール信号を供給し、フレームメモリ142, 143に記憶された蛍光画像信号を蛍光歪み検出回路146, 147に送るようにスイッチ144, 145を切り換える。そして、蛍光歪み検出回路146, 147での検出結果に基づいて、画像変換テーブル148, 149が作成され、記憶される。これにより、蛍光画像信号の補正量が設定される。

【0109】次に、蛍光歪み検出回路146, 147における画像変換テーブル作成アルゴリズムの具体例を図16に示して説明する。なお、図16では簡単のため、 8×8 画素についてのみ示している。

【0110】まず、第1のステップとして、励起光を照射した歪み検出用蛍光板131を撮像した蛍光画像を、図16の(a)に示す原画像から各画素を図16の(b)に示すような 2×2 の画素を1単位とした第1サブブロックに分割する。

【0111】そして、第2のステップとして、各第1サブブロックにおける蛍光画像信号の輝度積算値（信号強度積算値）を求め、この値をあらかじめ定められたしきい値T1と比較し、前記輝度積算値がしきい値T1より小さい場合、図16の(c)に示すように、その第1サブブロックの 2×2 の4画素を1画素とみなし、該サブブロックにおいて4画素の信号強度を積算した輝度積算値をこの画素の輝度とする。この分割したサブブロックにおける複数の画素を1画素とみなしてこのサブブロックの輝度積算値を画素の輝度とする操作を画素統合と呼ぶことにする。この画素統合により、1画素とみなした画素の輝度信号レベルは元の画素の約4倍となる。

【0112】すなわち、標準となる蛍光像を撮像して得られた蛍光画像信号において、各画素での輝度となる信号レベル（蛍光強度）が所定値よりも小さい場合は、その画素において蛍光強度が弱くS/N劣化の原因となる歪みの発生を検出したものとして複数の画素を1画素とみなす画素統合を行う。ここでは、図16の各図において右上が周辺部に相当し、左下が中心部側に相当する画素としており、周辺部に相当する画素で輝度が小さいために画素統合が行われている。図16の(c)では、11個の第1サブブロックにおいて画素統合が行われたことを示している。

【0113】次に、第3のステップとして、図16の(c)に示す画素統合された画像から図16の(d)に示すような 4×4 の画素を1単位とした第2サブブロックに分割する。

【0114】そして、第4のステップとして、各第2サブブロック内の4つの第1サブブロックのすべてが、前記の画素統合操作により各々1画素とみなされている場合に限り、それらの4つの画素における蛍光画像信号の輝度積算値を求め、この値をあらかじめ定められたしきい値T2と比較する。前記輝度積算値がしきい値T2より小さい場合、図16の(e)に示すように、その第2サブブロックの4つの画素（第1サブブロックが 2×2 、すなわち 4×4 画素）を1画素とみなし、該サブブロックにおける信号強度を積算した輝度積算値をこの画素の輝度とする画素統合を行う。図16の(e)では、1個の第2サブブロックにおいて画素統合が行われたことを示している。

【0115】以降のステップにおいて、前述と同様な画

素統合操作を8×8の第3サブブロックに対して、16×16の第4サブブロックに対して…というように繰り返し、所定の大きさのサブブロックまで到達した場合、または、画素統合を行う対象が全くなかった場合に、この画素統合操作を終了する。

【0116】以上の操作により、標準の蛍光画像を実際に撮像した場合の各画素での光強度をモニタしながら統合する画素数を決定し、得られた画素の統合状態が画像変換テーブルの内容となる。図16の例では(e)に示した統合状態が画像変換テーブルになる。蛍光歪み検出回路146、147それぞれにおいてλ1、λ2の蛍光画像信号について前記画素統合操作を行い、画像変換テーブル148、149を作成してそれぞれ記憶する。

【0117】実際の蛍光観察診断時には、蛍光画像処理装置124に入力されて装置内のフレームメモリ142、143に記憶された蛍光画像信号は、スイッチャ144、145から直接に画像変換テーブル148、149へ送られる。画像変換テーブル148、149では、蛍光画像信号が入力されると直ちに画素統合が行われて画像信号が2次元的に変換され、蛍光画像信号における所定の位置の輝度レベルが補正される。蛍光画像信号は画像変換テーブル148、149で補正が行われた後、演算回路150で所定の演算が行われ、その結果最終的な蛍光観察画像信号としてビデオスイッチャ126へ出力される。

【0118】なおこのとき、演算回路150の演算結果に基づいてビデオスイッチングコントロール信号がビデオスイッチングコントローラ128に送出され、例えば癌等の疾患部位を識別したときにビデオスイッチングコントローラ128の制御によりビデオスイッチャ126を自動的に切り換え、蛍光画像を表示するようにすることが可能になっている。

【0119】画像変換テーブルを作成する方法としては、前述した方法の他に、サブブロックに分割する際に正方形のブロックに限定しないで長方形・矩形等のブロックも許容して画素統合を行う方法とか、ブロック単位でなく、画素単位で領域分割を行って蛍光画像の状態に応じて任意の形状の画素統合範囲を決定する方法なども考えられる。

【0120】歪み検出用蛍光板131を撮像した標準の蛍光画像内において信号レベルが低い部分は、実際に被検部位の蛍光画像を撮像した場合でも信号レベルが低くなり、S/Nが劣化する。従って、このような画像の周辺部などのS/Nの悪い部位において画素統合、すなわち画像信号の空間的積分操作を行うことによって、信号レベルが低くて暗い部分の輝度を増加させることができ、S/Nを向上させることができる。すなわち、標準の蛍光画像の画像全体において一定の信号レベルの画像信号が得られるように蛍光強度が低い部分の信号レベルを増加させ、輝度を均等に補正することができる。

【0121】前記画像信号の空間的積分操作を行うと積分を行った分だけ画像の解像度は低下することになるが、蛍光画像診断においては、病変部範囲の精密な同定を行うことについては病変部の見逃しを防止することに比べると重要度は低い。従って、本例のように画像信号の空間的積分操作を行う構成では、解像度低下による病変部範囲同定の精度低下のデメリットに比べて、蛍光画像のS/N向上によって蛍光診断の誤りを防止できる効果の方が大きく、蛍光観察の際の蛍光診断能力を大きく向上させることができ、蛍光診断上の誤りの発生を防止することができる。

【0122】次に、蛍光観察用の光源として2つのレーザ装置を備えた蛍光観察装置の構成例を図17に示す。

【0123】蛍光観察を行うには、図14の実施例で示したような紫色の励起光を照射して生体組織の自家蛍光の像を観察する方法と、生体内に癌組織等を集積性のあるヘマトポルフィリン、フォトフィリンなどの蛍光物質を注入し、例えば600nmぐらいの赤色の励起光を照射してこれより長い波長で発光する蛍光像を観察する方法の2つが主に用いられている。本例では、前記2種類の蛍光観察を行うことができるように2つのレーザ装置を備えて構成されている。

【0124】内視鏡101は、図14の実施例とほぼ同様に構成されており、ライトガイド104が挿通したユニバーサルコード107端部のコネクタには、照明光を通常観察用のランプ光と蛍光観察用の励起光となるレーザ光とに切り換える第1の配光用アダプタ161が接続されている。この第1の配光用アダプタ161には、通常観察用の白色の照明光を発生するランプ光源103aを備えたランプ光源装置103と、励起光としての2種類のレーザ光を切り換える第2の配光用アダプタ162とが連結されている。第2の配光用アダプタ162には、自家蛍光観察用の紫色の励起光を発生する第1のレーザ源165aを備えた第1のレーザ装置165と、前記蛍光物質を励起する波長を持つ例えば赤色の励起光を発生する第2のレーザ源166aを備えた第2のレーザ装置166とが接続されている。

【0125】内視鏡101の接眼部106には、図示しない受光用アダプタ及びカメラが接続され、図14の実施例と同様にして通常観察像及び蛍光観察像を撮像できるようになっている。

【0126】第1の配光用アダプタ161及び第2の配光用アダプタ162には、それぞれ可動ミラー163、164を有する照明光切換手段が設けられ、内視鏡101のライトガイド104に供給する照明光を切り換え可能になっている。

【0127】この構成の蛍光観察装置においては、通常の内視鏡観察を行う場合は、第1の配光用アダプタ161の可動ミラー163を図中の実線で示す位置に切り換え、ランプ光源装置103からの白色照明光を内視鏡1

01のライトガイド104へ導き、通常観察像を得る。

【0128】一方、蛍光観察を行う場合は、第1の配光用アダプタ161の可動ミラー163を図中の破線で示す位置に切り換え、第1のレーザ装置165または第2のレーザ装置166からの励起光を内視鏡101のライトガイド104へ導き、蛍光観察像を得る。ここで、生体組織の自家蛍光による蛍光観察を行う場合は、第2の配光用アダプタ162の可動ミラー164を図中の実線で示す位置に切り換え、第1のレーザ装置165からの自家蛍光観察用の励起光を内視鏡101へ導いて生体組織へ照射する。

【0129】また、蛍光物質を癌等へ集積させてその蛍光像を観察する場合は、生体組織167へ蛍光物質を注入して腫瘍部位168へ選択的に集積させ、第2の配光用アダプタ162の可動ミラー164を図中の破線で示す位置に切り換え、第2のレーザ装置166からの蛍光物質励起用の励起光を内視鏡101へ導いて生体組織へ照射する。これにより、生体組織167の腫瘍部位168が他の部位に比べて大きな蛍光強度を示し、この蛍光像を観察することによって癌等の腫瘍部位を同定することができる。

【0130】このように、本例によれば、蛍光観察用の励起光として自家蛍光による蛍光観察用のレーザ光と蛍光物質による蛍光観察用のレーザ光とを切り換え、それぞれの励起光を照射することにより自家蛍光による蛍光観察及び蛍光物質による蛍光観察が可能であり、腫瘍部位を確実に診断することができる。

【0131】次に、1つの光源装置により通常の内視鏡観察と蛍光観察とを可能にした蛍光観察装置の構成例を図18に示す。なお、内視鏡101に接続される光源装置以外の構成及び作用は図14に示した実施例と同様であり、ここでは説明を省略する。

【0132】本例の光源装置170は、内視鏡101のライトガイドコネクタ107aに接続され、キセノンランプ等からなるランプ光源171を備えており、ランプ光源171はフラッシュユニット172が接続されて通常観察用の照明光と蛍光観察用の励起光とを発生できるようになっている。ランプ光源171からの出射光の光路中には、前記通常観察用照明光と励起光とを時分割する回転フィルタ173が配設され、駆動用モータ174によって回転駆動されるようになっている。

【0133】前記フラッシュユニット172は、蛍光画像処理装置124からのフラッシュコントロール信号が入力され、ランプ光源171のフラッシュ発光の制御が行われるようになっている。また、前記フラッシュユニット172及び駆動用モータ174は、タイミングコントローラ125からのタイミング制御信号によって動作のタイミングの同期がとられるようになっている。

【0134】ランプ光源171から発した光は回転フィルタ173により通常観察用照明光と励起光とに時分割

され、交互に内視鏡101のライトガイド104に導かれ、観察対象部位へ照射される。このとき、配光側の光源装置と受光側のアダプタ、カメラ及び信号処理装置との同期は、タイミングコントローラ125からのタイミング制御信号により制御される。

【0135】蛍光画像処理装置124は、カメラより入力される蛍光画像信号の信号レベルをモニタすることにより蛍光像の明るさを検出して励起光の強度を監視しており、励起光の強度が不足している場合には、蛍光画像処理装置124からフラッシュユニット172にフラッシュコントロール信号を送信する。このとき、フラッシュユニット172は、タイミングコントローラ125からのタイミング制御信号を受けながら、適切なタイミングでランプ光源171をフラッシュ発光させ、励起光強度を増大させる。

【0136】このように光源装置を構成することにより、蛍光観察用の励起光を発生するためにレーザ装置が不要であり、1つの光源装置で通常観察用の照明光と蛍光観察用の励起光とを得て通常観察及び蛍光観察を行うことができる。また、励起光の光量が不足している場合でも、ランプをフラッシュ発光させることによって十分な光量を得ることができ、良好な蛍光観察を行うことができる。

【0137】〔付記〕

(2-1) 観察対象部位の蛍光を得るための励起光を発生する蛍光観察用光源手段と、前記蛍光観察用光源手段からの励起光による励起に基づく観察対象部位の蛍光観察像を撮像する蛍光観察用撮像手段とを備え、蛍光観察画像を表示する蛍光観察装置であって、前記蛍光観察用撮像手段からの蛍光画像信号より、蛍光観察画像内の複数の画素の信号強度を積算して、これらの画素を1画素として前記蛍光画像信号を補正する蛍光画像処理手段を備えた蛍光観察装置。

【0138】この構成では、蛍光画像処理手段によって、蛍光観察用撮像手段からの蛍光画像信号より、蛍光観察画像内の複数の画素の信号強度を積算して、これらの画素を1画素として前記蛍光画像信号を補正する処理を行うことにより、蛍光観察画像のS/Nを向上させ、蛍光診断上の誤りの発生を防ぐことができる。

【0139】(2-2) 通常観察用の照明光を発生する通常観察用光源手段と、前記通常観察用光源手段からの照明光による観察対象部位の通常観察像を撮像する通常観察用撮像手段と、観察対象部位の蛍光を得るための励起光を発生する蛍光観察用光源手段と、前記蛍光観察用光源手段からの励起光による励起に基づく観察対象部位の蛍光観察像を撮像する蛍光観察用撮像手段とを備え、蛍光観察画像と通常観察画像とを同時に、あるいは、時分割で切換えて表示する蛍光観察装置であって、前記蛍光観察用撮像手段からの蛍光画像信号より、蛍光観察画像内の複数の画素の信号強度を積算して、これら

の画素を 1 画素とする蛍光画像処理手段を備えた蛍光観察装置。

【0140】(2-3) 前記蛍光画像処理手段は、前記蛍光観察画像内の複数の画素を 1 画素とする場合の画素の設定を 2 次元的に均一な蛍光特性を持つ蛍光板を撮像した蛍光画像信号に基づいて行う付記(2-1)に記載の蛍光観察装置。

【0141】この構成では、2 次元的に均一な蛍光特性を持つ蛍光板を撮像した結果に基づいて蛍光画像処理手段の処理機能を作成することにより、画像の S/N の悪い部分を正確に同定でき、同定結果に応じた適切な S/N の向上を行うことができる。

【0142】(2-4) 前記蛍光画像処理手段は、前記蛍光観察画像内の複数の画素の信号強度積算値が所定値となるようにこれらの複数の画素の信号強度を積算して 1 画素とする付記(2-1)に記載の蛍光観察装置。

【0143】(2-5) 前記蛍光画像処理手段において信号強度を積算する複数の画素は、所定の数および形状の画素ブロックである付記(2-1)に記載の蛍光観察装置。

【0144】この構成では、蛍光画像処理手段の処理における演算法を簡単にでき、処理速度の向上、ハードウェア構成の単純化を図ることができる。

【0145】(2-6) 前記蛍光画像処理手段において信号強度を積算する複数の画素は、蛍光観察画像に応じた任意の数、形状のものである付記(2-1)に記載の蛍光観察装置。

【0146】この構成では、蛍光画像処理手段の処理において、S/N 向上のため最適な処理対象画素を選択することができ、S/N 向上のレベルアップを実現できる。

【0147】ところで、内視鏡を用いて治療処置を行う経内視鏡的処置としては、治療用レーザ装置に接続したレーザプローブを内視鏡のチャンネルを介して目的部位まで挿入し、レーザ光を病変部位等に照射して焼灼、凝固、蒸散等を行うレーザ処置がある。このようなレーザ光の照射による治療処置を行うレーザ治療装置では、Nd:YAGレーザ光などの高エネルギーの治療用のレーザ光をレーザプローブ等のレーザガイド手段により病変部位に導いて治療部位を照射し、焼灼、凝固、蒸散等の処置を行うようになっている。

【0148】従来の装置では、前述したような検査対象部位の蛍光画像を得て蛍光診断を行う蛍光観察装置とレーザ治療装置とは別に設けられており、対象部位の蛍光診断を行うと同時に治療用のレーザ光によりレーザ治療処置を行うことは考慮されておらず、蛍光観察しながら治療部位を認識して確実かつ容易にレーザ治療処置を行うことは困難であった。

【0149】前記のような問題点を解決するため、蛍光画像を得て観察、診断するための蛍光観察装置と、治療

用のレーザ光による処置を行うためのレーザ治療装置とを備え、病変部位等の蛍光観察とレーザ治療とが同時に可能な蛍光診断治療装置の構成例を以下に示す。

【0150】図 19 は蛍光観察とレーザ治療とが同時に可能な蛍光診断治療装置の第 1 の実施例に係る装置の全体構成を示す構成説明図である。

【0151】本例の蛍光診断治療装置は、観察対象部位への励起光の導光及び観察対象部位からの蛍光の結像を行う内視鏡 201 を備えている。そして、励起光を発生する蛍光観察用の励起光源手段として、例えば 442 nm の紫色光を発生する He-Cd (ヘリウム-カドミウム) レーザ光発生手段を有する励起用レーザ装置 202 を備え、また、内視鏡画像を観察するための通常観察用の光源として白色光を発生するキセノンランプ等のランプ 203 a を有する通常観察用光源装置 203 を備えている。さらに、生体組織の病変部を処置することのできるエネルギーを有する治療用のレーザ光として例えば赤外の Nd:YAG レーザを発生するレーザ光発生手段を有する治療用レーザ発生手段としての治療用レーザ装置 230 を備えて構成されている。

【0152】治療用レーザ装置 230 は、治療用レーザ光を伝達するレーザ導光手段としてのレーザプローブ 231 が接続され、発生したレーザ光をレーザプローブ 231 に供給しレーザプローブ 231 の先端より治療用レーザ光を出射できるようになっている。治療用レーザ装置 230 で発生する治療用レーザ光としては、前記励起光を生体組織に照射して得られる蛍光像の蛍光波長とは異なる波長域のものであって、可視光範囲外の波長のものが用いられ、赤外の Nd:YAG レーザ(波長 1.06 μm)の他に、エキシマ等の紫外レーザや、赤外の Ho:YAG レーザ(波長約 2 μm)、Er:YAG レーザ(波長約 3 μm)等を用いることが可能である。

【0153】内視鏡 201 は、励起用レーザ装置 202 あるいは通常観察用光源装置 203 からの出射光を先端部まで伝達するライトガイド 204 と、観察像を後端側の接眼部 206 まで伝達するイメージガイド 205 とが挿通されており、ライトガイド 204 は手元側の把持部の側部より延出したユニバーサルコード 207 内を挿通して端部のライトガイドコネクタ 207 a まで延設されている。また、内視鏡 201 には、治療用レーザ装置 230 に接続されたレーザプローブ 231 を挿通可能なチャンネル 232 が手元側から先端部まで貫通して設けられており、レーザプローブ 231 をチャンネル 232 内に挿通して内視鏡先端部より突出させることが可能になっている。

【0154】励起用レーザ装置 202 及び通常観察用光源装置 203 は、内視鏡 201 へ導く光を切り換える配光用アダプタ 208 に接続され、配光用アダプタ 208 には前記内視鏡 201 のライトガイドコネクタ 207 a が接続されて、励起用レーザ装置 202 からのレーザ光

による励起光あるいは通常観察用光源装置 203 からの通常観察用照明光が配光用アダプタ 208 を介して内視鏡のライトガイド 204 へ導かれ、内視鏡 201 の先端部より出射されるようになっている。

【0155】前記配光用アダプタ 208 は、励起用レーザ装置 202 及び通常観察用光源装置 203 の出射光の光路中に配設された可動ミラー 209 と、可動ミラー 209 を駆動するドライバ 210 とにより構成された照明光切換手段 211 を備えており、可動ミラー 209 の角度を選択的に切り換えることによって励起光あるいは通常観察用照明光を内視鏡のライトガイド 204 後端面へ導くようになっている。

【0156】内視鏡 201 の接眼部 206 には、受光用アダプタ 212 が接続され、この受光用アダプタ 212 には通常画像受信部となる通常観察用カメラ 213 と蛍光画像受信部となる蛍光観察用カメラ 214 とが接続され、各々の撮像手段によって通常観察像及び蛍光観察像が撮像されるようになっている。通常観察用カメラ 213 は、結像光学系と、撮像素子としての CCD 215 とを備え、通常観察用光源装置 203 からの通常観察用照明光で照射された被検部位の像（通常観察像）を撮像するようになっている。

【0157】蛍光観察用カメラ 214 は、結像光学系と、所定の帯域の蛍光成分を通過させる回転フィルタ 216 と、回転フィルタ 216 を回転駆動する駆動用モータ 217 と、回転フィルタ 216 を透過した像を増幅するイメージンシファイア (I.I.) 218 と、イメージンシファイア 218 の出力像を撮像する撮像素子としての CCD 219 と、さらに回転フィルタ 216 とイメージンシファイア 218 との間に配設された治療用レーザ光を遮断するフィルタ手段としての治療用レーザカットフィルタ 233 とを備え、励起用レーザ装置 202 からの励起光を照射することによって得られる被検部位の蛍光像（蛍光観察像）を撮像するようになっている。回転フィルタ 216 は、例えば $\lambda_1 = 480 \sim 520 \text{ nm}$ の帯域通過フィルタと $\lambda_2 = 630 \text{ nm}$ 以上の帯域通過フィルタとが配設されて円盤状に形成され、回転することによってこれらのフィルタが順次光路中に介挿され、それぞれの帯域の蛍光成分を通過させるようになっている。また、治療用レーザカットフィルタ 233 としては、治療用レーザ光に紫外レーザを使用する場合には紫外カットフィルタが、赤外レーザを使用する場合には赤外カットフィルタが用いられ、治療用レーザ光の波長成分を通過させないように除去（カット）するようになっている。

【0158】受光用アダプタ 212 は、内視鏡の接眼部 206 へ伝送された被写体像の光路中に配設された可動ミラー 220 と、可動ミラー 220 を駆動するドライバ 221 とにより構成された撮像切換手段 222 を備えており、可動ミラー 220 の角度を選択的に切り換えるこ

とによって蛍光観察用と通常観察用とにカメラを切り換え、内視鏡 201 で得られた被写体像を通常観察用カメラ 213 あるいは蛍光観察用カメラ 214 へ導くようになっている。

【0159】前記内視鏡 201、受光用アダプタ 212、蛍光観察用カメラ 214 を含んで蛍光収集手段が構成されている。

【0160】前記通常観察用カメラ 213 にはカメラコントロールユニット (CCU) 223 が接続され、CCD 215 の出力の撮像信号（通常画像信号）が入力されて CCU 223 で信号処理がなされ、通常観察画像のビデオ信号が生成されるようになっている。

【0161】前記蛍光観察用カメラ 214 には蛍光画像処理手段としての蛍光画像処理装置 224 が接続され、CCD 219 の出力の撮像信号（蛍光画像信号）が入力されて蛍光画像処理装置 224 で信号処理がなされ、蛍光観察画像のビデオ信号が生成されるようになっている。

【0162】また、各部の動作タイミングを制御するタイミングコントローラ 225 が設けられ、配光用アダプタ 208 のドライバ 210、受光用アダプタ 212 のドライバ 221、回転フィルタ 216 の駆動用モータ 217、及び蛍光画像処理装置 224 へタイミング制御信号を送出するようになっている。

【0163】前記 CCU 223 及び蛍光画像処理装置 224 は画像切換え手段としてのビデオスイッチャ 226 に接続され、通常観察手段により得られる CCU 223 の出力の通常観察画像信号と蛍光観察手段により得られる蛍光画像処理装置 224 の出力の蛍光観察画像信号とがビデオスイッチャ 226 によって選択的に切換えられるようになっている。ビデオスイッチャ 226 には、手動により画像切換え制御を行うためのフットスイッチ 227 と、蛍光画像処理装置 224 において信号処理される蛍光画像信号を基に励起光より長い波長の蛍光光量を検出して病変部位の識別信号を生成し、この病変部位の識別信号を出力して自動的に画像切換え制御を行うためのビデオスイッチングコントローラ 228 とが接続されている。ビデオスイッチャ 226 の出力端にはモニタ 229 が接続され、ビデオスイッチャ 226 によって選択された蛍光観察画像信号または通常観察画像信号がモニタ 229 に入力されて蛍光観察画像または通常観察画像が表示されるようになっている。

【0164】本例の蛍光診断治療装置において観察を行う際には、タイミングコントローラ 225 からのタイミング制御信号の指示によって、配光用アダプタ 208、受光用アダプタ 212 によりそれぞれ光源及びカメラを切り換え、蛍光観察または通常観察を選択する。このとき、タイミングコントローラ 225 によって、蛍光画像処理装置 224 内での処理と、配光用アダプタ 208 の可動ミラー 209、受光用アダプタ 212 の可動ミラー

220、蛍光観察用カメラ214の回転フィルタ216の各動作との同期がとられる。

【0165】配光用アダプタ208は、ドライバ210によって可動ミラー209を駆動することにより、通常観察用光源装置203のランプ203aからの白色照明光と励起用レーザ装置202からの励起光とを切り換え、内視鏡201のライトガイド204に導光する。配光用アダプタ208から導かれた光は、ライトガイド204を通して内視鏡201の先端部まで伝送され、前方の観察対象部位へ向かって照射される。観察対象部位からの戻り光は、通常観察像あるいは蛍光観察像として、内視鏡201内を挿通するイメージガイド205により手元側の接眼部206まで伝送される。

【0166】受光用アダプタ212は、ドライバ221によって可動ミラー220を駆動することにより、内視鏡201の接眼部206からの像を出力するカメラを切り換え、通常観察像を通常観察用カメラ213へ、蛍光観察像を蛍光観察用カメラ214へ導く。

【0167】白色光の通常観察用照明光で照明された被写体像（通常観察像）は、通常観察用カメラ213において内蔵されたCCD215により撮像される。そして、通常画像の撮像信号がCCU223へ伝送されて信号処理され、通常観察画像信号としてビデオスイッチャ226へ送出される。

【0168】励起光を照射することによって得られる被検部位の蛍光像（蛍光観察像）は、蛍光観察用カメラ214において、回転フィルタ216により前記 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ の波長帯域の蛍光成分が透過され、イメージインテンシファイア218で蛍光像が光増幅されてCCD219で撮像される。そして、蛍光画像の撮像信号が蛍光画像処理装置224で信号処理され、蛍光観察画像信号としてビデオスイッチャ226へ送出される。前記回転フィルタ216により分離された $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ の2つの波長帯域の蛍光成分は、正常部位と病変部位とで蛍光強度が異なっている。すなわち正常部位と病変部位とでは蛍光スペクトル強度が異なるようになっており、蛍光画像処理装置224における信号処理により正常部位と病変部位とが区別された蛍光観察画像が生成される。

【0169】ビデオスイッチャ226に入力された通常観察画像及び蛍光観察画像の2つの画像は、ビデオスイッチングコントローラ228からの病変部位の識別信号によって切り換えられ、例えば被検部位の蛍光像から病変部位が検出されたときは蛍光観察画像が、その他の場合には通常観察画像がモニタ229へ出力され、モニタ229に通常観察画像または蛍光観察画像が表示される。なお、ビデオスイッチャ226は、前記識別信号により通常観察画像または蛍光観察画像を選択して出力するが、フットスイッチ227の指示によっても画像の切換えができるようになっている。

【0170】本例の蛍光診断治療装置において蛍光診断

しながらレーザ照射治療を行う場合には、治療用レーザ装置230に接続されたレーザプローブ231を内視鏡201のチャンネル232に挿通して内視鏡先端部より突出させ、治療用レーザ装置230からの治療用レーザ光を病変部等の治療目的部位へ照射する。このレーザ照射により、レーザ照射部位は変性または凝固、蒸散し、治療処置がなされる。

【0171】このとき、蛍光観察用カメラ214において、イメージインテンシファイア218の前方にはイメージインテンシファイア218を保護するための治療用レーザカットフィルタ233が配置されており、この治療用レーザカットフィルタ233によって治療用レーザ光の波長帯域の成分が除去され、治療用レーザ光の反射光によりイメージインテンシファイア218が損傷を受けることを防止できるようにしている。なお、治療用レーザ光は、前述したように励起光による蛍光観察像の蛍光波長とは異なる波長帯域の光が用いられ、蛍光観察像に影響を与えないようになっている。

【0172】レーザプローブ231からの治療用レーザ光の照射位置は、例えば内視鏡201のチャンネル232の開口部の延長線上で蛍光観察像における所定の位置に照射されるようになっている。なお、レーザプローブ231の先端部を湾曲可能として、蛍光観察しながら所望の位置に治療用レーザ光を照射できるようにしても良い。

【0173】治療用レーザ光によるレーザ照射部位は励起光を照射しても蛍光を発しなくなるため、観察対象部位の蛍光画像は、正常部、病変部に加えて、レーザ光による被照射部（処置部）の3つの部分に蛍光の状態（蛍光スペクトル強度）によって分離される。

【0174】本例では、モニタ229上の蛍光観察画像を、例えば、正常部を緑、病変部（疾患による異常部）を赤、レーザ照射されて蛍光のない処置部を白または黒などの正常部や病変部とは異なる色でそれぞれ疑似カラー表示することにより、レーザ照射による処置状態が蛍光観察画像上に表示され、容易に処置状態を把握することが可能であり、病変部を検出して病変部と処置部とを判断しながらレーザ照射処置ができる。

【0175】以上のように、蛍光診断装置の蛍光観察用カメラにおいてイメージインテンシファイアの光路前方に治療用レーザカットフィルタを設け、蛍光診断用内視鏡のチャンネルにレーザプローブを挿通可能としたことにより、本例の構成で蛍光診断用内視鏡を介して蛍光診断をしながら、治療用レーザ光による凝固、蒸散等の治療が行うことが容易に可能となる。また、蛍光観察画像において正常部と異常部とを識別可能にするのに加えて、レーザ照射による治療処置部位を正常部や異常部とは異なる色で疑似カラー表示することにより、治療処置部位が容易に識別でき、処置状態を確認しながら確実に容易にレーザ照射治療処置を行うことが可能となる。

【0176】図20は蛍光観察とレーザ治療とが同時に可能な蛍光診断治療装置の第2の実施例に係る装置の全体構成を示す構成説明図である。

【0177】第2の実施例は、図19の第1の実施例の装置構成に治療用レーザ光の出射を蛍光観察画像の状態により制御する機能構成を加えたものである。蛍光観察用カメラ214で撮像された蛍光像の撮像信号を処理する蛍光画像処理装置224は、治療用レーザ装置230にも接続され、蛍光画像処理装置224より治療用レーザ装置230へレーザ出射制御信号が送出されるようになっている。

【0178】その他の部分の構成は図19の第1の実施例と同様であり、説明を省略する。

【0179】励起用レーザ装置202からの励起光を観察対象部位へ照射し、生体組織の蛍光像を蛍光観察用カメラ212で撮像して蛍光画像処理装置224により信号処理を行って蛍光観察画像を生成し、蛍光観察画像をモニタ229に表示して蛍光観察、診断を行う。このように蛍光診断を行いながら、治療用レーザ装置230からの治療用レーザ光を内視鏡201を介してレーザプロ
40

ープ232の先端より目的部位へ照射し、レーザ照射治療を行う。

【0180】蛍光観察画像は、例えば前述の第1の実施例と同様に正常部が緑、病変部が赤、レーザ照射されて蛍光のない処置部が白または黒などの正常部や病変部とは異なる色でそれぞれ疑似カラー表示され、この蛍光観察画像を観察して蛍光診断しながら治療用レーザ光を出射する。

【0181】このとき、蛍光画像処理装置224によって、得られた処置部位の蛍光観察画像より病変部の範囲や処置状態を判断し、蛍光観察画像の状態によりレーザ出射制御信号を出力して治療用レーザ装置230の出射を制御する。
30

【0182】蛍光診断により、病変部の範囲が確認され、その範囲をレーザ照射治療していくが、このとき、レーザ照射により病変部はだんだん減少していき、モニタ229の蛍光観察画像上では赤色部が減少し、レーザ被照射部（凝固、蒸散した部分）を示す黒や白色の表示部分となる。病変部を全てレーザ照射すると、ついには病変部を示す赤色部はなくなる。本例では、蛍光観察画像において赤色部（すなわち病変部）がある場合に蛍光画像処理装置224から病変部を示す信号があることに基づくレーザ出射制御信号が治療用レーザ装置230へ出力され、治療用レーザ装置230から治療用レーザ光が出射される。蛍光観察画像において赤色部がなくなり、病変部を示す信号がなくなってレーザ出射制御信号がオフとなると、これを受けて治療用レーザ装置230は治療用レーザ光の出射を停止する。

【0183】このように、蛍光観察画像の状態によって治療用レーザ光の出射を制御することにより、どこが病
50

変部であるかを蛍光観察画像から判断しながら自動的にレーザ照射を行うことができるため、必要最小限のレーザ照射を行って病変部をレーザ治療処置でき、安全かつ効率良いレーザ照射治療が可能となる。

【0184】その他の作用及び効果は図19の第1の実施例と同様である。

【0185】図21は蛍光観察とレーザ治療とが同時に可能な蛍光診断治療装置の第3の実施例に係る装置の全体構成を示す構成説明図である。

【0186】第3の実施例は、図20の第2の実施例の装置構成に治療用レーザ光の出射状態により蛍光観察画像と通常観察画像との切換えを制御する機能構成を加えたものである。治療用レーザ光を出射する治療用レーザ装置230は、ビデオスイッチングコントローラ228にも接続され、レーザ出射信号が治療用レーザ装置230よりビデオスイッチングコントローラ228へ送出されるようになっている。

【0187】その他の部分の構成は図19の第1の実施例と同様であり、説明を省略する。

【0188】蛍光観察、診断を行いながら、治療用レーザ装置230より治療用レーザ光を出射し、レーザ照射治療を行う際に、本例では、レーザ出射時に治療用レーザ装置230からレーザ出射信号をビデオスイッチングコントローラ228に送り、モニタ229に表示する観察画像の切換えを制御する。ビデオスイッチングコントローラ228は、レーザ出射信号を受けるとビデオスイッチャ226を切換え制御してモニタ229へ出力する画像信号を可視像である通常観察画像信号に固定し、モニタ229に通常観察画像を表示して蛍光観察画像をオフにする。すなわち、レーザ照射治療中は通常観察画像により治療対象部位を観察するようにする。

【0189】なおこのとき、図20の第2の実施例と同様に、蛍光画像処理装置224において蛍光観察画像より処置状態（病変部の範囲の変化）を認識し、病変部の信号がなくなったときに治療用レーザ装置230へのレーザ出射制御信号をオフとして治療用レーザ光の出射を停止させる。

【0190】このように、治療用レーザ光の出射状態によって蛍光観察画像と通常観察画像との切換えを制御することにより、治療用レーザ出射時には可視像である通常観察画像をモニタ表示して、治療部位を肉眼観察と同様に観察できると共に治療用レーザ光が観察画像に入ってしまう恐れもなく、術者が安全、確実にレーザ照射治療を行うことができる。

【0191】次に、蛍光観察画像を補正するための赤外画像生成用の光源として赤外光源を用いた蛍光観察装置の構成例を図23に示す。

【0192】本例の蛍光観察装置は、通常観察用の白色照明光を供給する通常観察用光源装置の代わりに、赤外観察像を得るための赤外光を発生する赤外光源243a

を有する赤外光源手段としての赤外光源装置243を備え、配光用アダプタ208を介して内視鏡241へ赤外照明光を供給するようになっている。

【0193】内視鏡241は、励起用レーザ装置202あるいは赤外光源装置243からの出射光を先端部まで伝達するライトガイド244と、観察像を後端側の接眼部246まで伝達するイメージガイド245とが挿通されており、ライトガイド244が挿通されたユニバーサルコード247端部のライトガイドコネクタ247aが配光用アダプタ208に接続されるようになっている。

【0194】蛍光収集手段及び赤外光収集手段となる内視鏡241の接眼部246に装着される受光用アダプタ212には、蛍光観察用カメラ214と赤外観察用カメラ248とが接続され、各々の撮像手段によって赤外観察像及び蛍光観察像が撮像されるようになっている。蛍光観察用カメラ214は蛍光画像処理装置249に接続され、蛍光観察用カメラ214で撮像された蛍光観察像の画像信号が蛍光画像処理装置249へ送られて信号処理されるようになっている。

【0195】また、赤外観察用カメラ248はCCU223を介して蛍光画像処理装置249に接続され、赤外観察用カメラ248で撮像された赤外観察像の画像信号はCCU223で信号処理されて蛍光画像処理装置249へ送られ、この赤外画像信号を基に蛍光画像信号が補正されて蛍光観察画像のビデオ信号が生成されるようになっている。蛍光画像処理装置249の出力端はモニター229に接続され、蛍光画像処理装置249の出力の蛍光観察画像がモニター229に表示されるようになっている。

【0196】その他の部分において図19の第1の実施例と同様の構成については同一符号を付して説明を省略する。

【0197】本例の蛍光観察装置において蛍光観察を行う際には、タイミングコントローラ225によって、配光用アダプタ208の可動ミラー209、受光用アダプタ212の可動ミラー220、蛍光観察用カメラ214の回転フィルタ216の各動作の同期をとり、配光用アダプタ208及び受光用アダプタ212を切り換え制御して光源及びカメラを切り換える。

【0198】配光用アダプタ208は、励起用レーザ装置202からの励起光と赤外光源装置243からの赤外光とを切り換え、内視鏡241のライトガイド244に導光する。配光用アダプタ208から導かれた光は、ライトガイド244を通して内視鏡241の先端部まで伝送され、前方の観察対象部位へ向かって照射される。観察対象部位からの戻り光は、蛍光観察像あるいは赤外観察像として、内視鏡241内を挿通するイメージガイド245により手元側の接眼部246まで伝送される。

【0199】受光用アダプタ212は、内視鏡241の接眼部246からの像を出力するカメラを切り換え、蛍

光観察像を蛍光観察用カメラ214へ、赤外観察像を赤外観察用カメラ248へ導く。

【0200】赤外照明光で照明された被写体像（赤外観察像）は、赤外観察用カメラ248において内蔵されたCCD215により撮像され、赤外画像の撮像信号がCCU223へ伝送されて信号処理され、赤外画像信号として蛍光画像処理装置249へ伝送される。

【0201】励起光を照射することによって得られる被検部位の蛍光像（蛍光観察像）は、蛍光観察用カメラ214において、回転フィルタ216により正常部と病変部とで蛍光強度の比率が異なる2つの波長帯域の蛍光成分が透過され、イメージインテンシファイア218で蛍光像が光増幅されてCCD219で撮像される。そして、蛍光画像の撮像信号が蛍光画像処理装置224へ伝送される。

【0202】蛍光画像処理装置224において、蛍光観察用カメラ214からの蛍光画像信号を信号処理して前述した疑似カラー表示等により正常部位と病変部位とが分離判別可能な蛍光観察画像信号が生成され、蛍光観察画像がモニター229に表示される。

【0203】赤外光源装置243からの赤外光の照射による赤外観察像は、血流量に比例した輝度レベルの像となるため、この赤外観察像からは被検部位の血流量の大小を示す情報が得られる。蛍光画像は被検部位での血液の影響が大きいので、血流量によって蛍光診断に誤りが生じる恐れがある。そこで、本例では、蛍光画像処理装置224においてCCU223からの赤外画像信号に基づいて蛍光画像信号を補正し、例えば血流量に応じて信号レベルを減少／増加させて補正することにより、血流量の違いによる影響を補正した蛍光観察画像を生成する。

【0204】このように、本例によれば、蛍光観察画像において被検部位の血流量の違いによる影響を補正でき、血流量の影響を受けることなく正確な蛍光診断を行うことが可能となる。

【0205】次に、励起光の導光手段を蛍光観察用の内視鏡を対象部位へ導くガイド管に設けた蛍光観察装置の構成例を図24及び図25に示す。図24は蛍光観察装置の全体構成を示す構成説明図、図25はガイド管の先端部の構成を示す斜視図である。

【0206】本例の蛍光観察装置は、体腔内に挿入する内視鏡201を対象部位へ導くガイド手段としての気管チューブやトラカール等からなるガイド管251を備えている。このガイド管251には、励起用レーザ装置202に接続され該レーザ装置からの励起光を導く導光手段としてのレーザガイド252が手元側から先端部まで挿通されており、励起用レーザ装置202からの励起光が導かれるようになっている。図24に示すように、レーザガイド252は先端がガイド管251の先端面に露呈しており、ここから励起用レーザ装置202からの励

起光253が射出されるようになっている。図24に示す構成例では、ガイド管251にはレーザガイド252が4本挿通され、ガイド管251の前方へ一様にレーザ光の励起光253を射出できるようになっている。

【0207】本例では、光源を切り換える配光用アダプタは設けられておらず、内視鏡201のユニバーサルコード207端部が直接に通常観察用光源装置203に接続され、通常観察用光源装置203からの通常観察用照明光が内視鏡のライトガイド204へ導かれ、内視鏡201の先端部より射出されるようになっている。

【0208】また、内視鏡201の接眼部206には受光用アダプタ212を介して通常観察用カメラ213及び蛍光観察用カメラ214が接続されており、通常観察用カメラ213で撮像された通常観察像の画像信号を信号処理するCCU223と、蛍光観察用カメラ214で撮像された蛍光観察像の画像信号を信号処理する蛍光画像処理装置224とは、ビデオスイッチ226に接続されている。ビデオスイッチ226は、フットスイッチ227からの指示によりCCU223からの通常観察画像信号と蛍光画像処理装置224からの蛍光観察画像信号とを選択的に切り換え、モニタ229へ出力するようになっている。

【0209】本例の蛍光観察装置において蛍光観察を行う際には、体腔内の観察対象部位まで気管チューブやトラカール等のガイド管251を挿通させ、ガイド管251の内腔に内視鏡201の挿入部を挿通させることにより内視鏡201を体腔内に挿入して観察対象部位まで導く。通常観察を行う場合には、内視鏡201のライトガイド204を介して通常観察用光源装置203からの白色の照明光を観察対象部位へ照射し、通常観察用カメラ213で通常観察像を撮像して通常観察画像のビデオ信号を生成する。

【0210】蛍光観察を行う場合には、ガイド管251に挿通されたレーザガイド252を介して励起用レーザ装置202からの励起光を観察対象部位へ照射し、蛍光観察用カメラ214で蛍光観察像を撮像して蛍光観察画像のビデオ信号を生成する。

【0211】通常観察画像信号と蛍光観察画像信号とはフットスイッチ227からの指示によりビデオスイッチ226で任意に切り換えられ、モニタ229へ送られて表示される。

【0212】このように、本例では、励起光の導光手段を内視鏡のライトガイドとは別体とし、内視鏡を導くガイド管に設けることにより、広範囲に均一に励起光を照明でき、より良好な蛍光観察画像を得ることができるため、正確な蛍光診断を行うことができる。

【0213】次に、内視鏡のチャンネルに細径の内視鏡を挿入して使用する親子スコープ型の内視鏡を用いた蛍光観察装置の構成例を図25に示す。

【0214】本例の蛍光観察装置は、蛍光観察を行うた

めの内視鏡260として、太径の親スコープ261と、親スコープ261のチャンネルに挿通される細径の子スコープ262とを備えている。

【0215】親スコープ261は、ユニバーサルコード263内に挿通されたライトガイドの端部に白色照明光を発生する通常観察用光源装置203が接続され、手元側の接眼部264に通常観察用カメラ213が接続されている。通常観察用カメラ213には映像信号処理装置(CCU)223が接続され、CCU223に内視鏡画像モニタ265が接続されており、内視鏡画像モニタ265に親スコープ261で得られた通常観察画像が表示されるようになっている。

【0216】子スコープ262は、ユニバーサルコード266内に挿通されたライトガイドの端部に励起用レーザ装置202が接続され、手元側の接眼部267に蛍光受光手段となる蛍光観察用カメラ214が接続されている。蛍光観察用カメラ214には蛍光画像処理装置224が接続され、蛍光画像処理装置224に蛍光画像モニタ268が接続されており、蛍光画像モニタ268に子スコープ262で得られた蛍光観察画像が表示されるようになっている。

【0217】本例の蛍光観察装置において観察を行う際には、親スコープ261のチャンネルに子スコープ262を挿通し、親スコープ261を体腔内へ挿入して親スコープ261及び子スコープ262の先端部を観察対象部位へ導く。図25の例では、親スコープ261の挿入部の側方へ開口したチャンネル開口部より子スコープ262を突出させる。そして、親スコープ261により通常観察用照明光を照射して観察対象部位の通常観察像を得て、これを通常観察用カメラ213で撮像し、撮像信号をCCU223で信号処理して通常観察画像を内視鏡画像モニタ265に表示する。

【0218】また、子スコープ262により励起光を照射して観察対象部位の蛍光観察像を得て、これを蛍光観察用カメラ214で撮像し、撮像信号を蛍光画像処理装置224で信号処理して蛍光観察画像を蛍光画像モニタ268に表示する。

【0219】このように、蛍光観察に親子スコープ型の内視鏡を用いることにより、細径の子スコープ262で蛍光観察ができ、細い管腔内においても蛍光観察、診断が可能となる。また、通常の内視鏡検査において、他の処置具と同様に蛍光観察用として子スコープを用いることによって、効率の良い内視鏡診断及び治療が可能となる。

【0220】〔付記〕

(3-1) 観察対象部位において蛍光を発生させることのできる波長を含む励起光を発生する励起光源手段と、前記励起光源手段からの励起光に基づく観察対象部位の蛍光を集める蛍光収集手段と、生体組織の病変部を処置することのできるエネルギーを有する治療用レーザ

光を発生する治療用レーザ発生手段と、前記治療用レーザ光を目的部位まで導くレーザ導光手段と、前記蛍光収集手段によって得られた蛍光像の蛍光スペクトル強度により観察対象部位における正常部位、病変部位、及び前記治療用レーザ光による治療部位を判別可能な蛍光観察画像を生成する蛍光画像処理手段と、を備えた蛍光診断治療システム。

【0221】この構成では、励起光源手段からの励起光を観察対象部位へ照射し、蛍光収集手段により観察対象部位の蛍光を集めて蛍光像を得て、この蛍光像の蛍光スペクトル強度により蛍光画像処理手段において観察対象部位における正常部位、病変部位の判別がなされる。また、治療用レーザ発生手段及びレーザ導光手段により目的部位へ治療用レーザ光が照射され、蛍光画像処理手段によって、前記蛍光像の蛍光スペクトル強度により観察対象部位における正常部位、病変部位、及び前記治療用レーザ光による治療部位を判別可能な蛍光観察画像が生成される。これにより、レーザ治療部位を蛍光画像上で判別でき、確実に効率良い蛍光診断、治療が可能となる。すなわち、蛍光像による疾患部位の確実な検出、検出した疾患部位の迅速な処置、及び処置状態の正確な把握を行うことのできる診断・治療システムを実現できる。

【0222】(3-2) 観察対象部位において蛍光を発生させることのできる波長を含む励起光を発生する励起光源手段と、前記励起光源手段からの励起光に基づく観察対象部位の蛍光を集める蛍光収集手段と、生体組織の病変部を処置することのできるエネルギーを有する治療用レーザ光を発生する治療用レーザ発生手段と、前記治療用レーザ光を目的部位まで導くレーザ導光手段と、前記蛍光収集手段によって得られた蛍光像より前記治療用レーザ光の照射部位を判別可能な蛍光観察画像を生成する蛍光画像処理手段と、を備えた蛍光診断治療システム。

【0223】(3-3) 前記治療用レーザ発生手段は可視光範囲外の波長の治療用レーザ光を発生し、前記蛍光収集手段は、観察対象部位の蛍光の光増幅を行うイメージインテンシファイアを含み、該イメージインテンシファイア光路前方に前記治療用レーザ光の波長を除去するフィルタ手段を有する付記(3-1)記載の蛍光診断治療システム。

【0224】この構成では、治療用レーザ発生手段からの治療用レーザ光の戻り光は、蛍光収集手段においてイメージインテンシファイアの前方のフィルタ手段によって除去される。一方、励起光による観察対象部位の蛍光は、蛍光収集手段においてフィルタ手段で除去されずにイメージインテンシファイアに導かれ、光増幅される。これにより、レーザ照射治療による蛍光観察画像への影響を防止でき、蛍光診断に影響なくレーザ照射治療ができ、正確な蛍光診断を行うことができる。

【0225】(3-4) 前記蛍光画像処理手段により、蛍光像の状態によって前記治療用レーザ発生手段のレーザ光の出射を制御する付記(3-1)記載の蛍光診断治療システム。

【0226】この構成では、蛍光画像処理手段によって、治療用レーザ光の照射により蛍光像において病変部がなくなったことが認識されると、治療用レーザ発生手段のレーザ光の出射が停止するよう制御される。これにより、必要最小限のレーザ照射が行われ、過度の治療用レーザ光照射の恐れがなく、安全なレーザ照射治療を行うことができる。

【0227】(3-5) さらに通常の観察用の照明光によって得られる観察対象部位の通常観察画像を生成する通常観察手段と、該通常観察手段からの通常観察画像と、前記蛍光画像処理手段の出力の蛍光観察画像とを切り換える画像切換え手段とを備え、前記治療用レーザ発生手段のレーザ出射状態によって前記画像切換え手段の切り換えを制御する付記(3-1)記載の蛍光診断治療システム。

【0228】この構成では、治療用レーザ発生手段のレーザ出射時には、画像切換え手段によって通常観察手段からの通常観察画像に画像が切り換えられる。このように治療用レーザ出射時には通常観察画像を表示することにより、安全なレーザ照射治療を行うことができる。

【0229】(3-6) 観察対象部位において蛍光を発生させることのできる波長を含む励起光を発生する励起光源手段と、前記励起光源手段からの励起光に基づく観察対象部位の蛍光を集めて蛍光観察像を得る蛍光収集手段と、赤外光を発生する赤外光源手段と、前記赤外光源手段からの赤外光による観察対象部位の赤外観察像を得る赤外光収集手段と、前記赤外光収集手段によって得られた観察対象部位の血流量を示す赤外観察像の画像信号に基づき前記蛍光収集手段により得られた蛍光観察像の画像信号を補正する蛍光画像処理手段と、を備えた蛍光観察装置。

【0230】この構成では、赤外光収集手段によって赤外光による観察対象部位の像として血流量を示す赤外観察像が得られ、蛍光画像処理手段によって、前記赤外観察像の画像信号に基づき補正された蛍光観察像の画像信号が生成される。これにより、観察対象部位の血流量の影響によらず正確な蛍光診断を行うことが可能となる。

【0231】(3-7) 観察対象部位において蛍光を発生させることのできる波長を含む励起光を発生する励起光源手段と、前記励起光源手段からの励起光を観察対象部位へ導く導光手段と、前記導光手段を先端部まで内設した管状のガイド手段と、前記ガイド手段の内腔に挿通され、前記励起光源手段からの励起光に基づく観察対象部位の蛍光を集めて蛍光観察像を得る内視鏡と、を備えた蛍光観察装置。

【0232】この構成では、ガイド手段内の導光手段に

よってガイド手段を介して励起光源手段からの励起光が観察対象部位へ照射され、前記ガイド手段に挿通される内視鏡により、励起光に基づく観察対象部位の蛍光が収集されて蛍光観察像が得られる。このように内視鏡を挿通するガイド手段に励起光の導光手段を設けることにより、観察対象部位において広範囲に均一な励起光の照明ができ、より正確な蛍光診断が可能となる。

【0233】ところで、蛍光観察装置で生体組織が正常組織であるか否かを安定して正確に診断するため、内視鏡などを介して被検部位へ照射する励起光が生体組織に対して均一に照射されると共に、この生体組織から発生する蛍光を均一に受光できるか否かが重要である。しかしながら、生体組織表面の凹凸の激しい腸などの被検部位を蛍光観察する場合、凹凸のある生体組織に励起光を均一に照射することができずまた、生体組織から発生する蛍光を均一に受光することができないため、安定して正確に蛍光観察を行うことが難しかった。また、肝臓など空間部が無い臓器（以下実質臓器と記載）では、生体組織と内視鏡との間に空間部が無いため、励起光を生体組織に照射し、この生体組織から発生する蛍光を受光することができないので、被検部位の蛍光観察を行うことができなかった。

【0234】そこで、以下のように蛍光観察装置の内視鏡を構成することによって、凹凸の激しい被検部位や実質臓器内の被検部位などの生体組織に励起光を均一に照射して、生体組織から発生する蛍光を均一に受光することによって被検部位の蛍光観察を安定、且つ、正確に行える蛍光観察装置を提供することができる。

【0235】図26ないし図28は蛍光観察装置の空間形成手段の一実施例に係り、図26は蛍光観察装置の概略構成を示す説明図、図27は蛍光観察装置の内視鏡先端部に取り付けられる空間部形成手段としての透明カバーを示す説明図、図28は空間部形成手段である透明カバーを内視鏡先端部に取り付けた内視鏡の作用を示す説明図である。

【0236】図26に示すように蛍光観察装置300は、挿入部311に観察光学系312及び照明光学系313を配設したオプティカル式内視鏡（以下内視鏡と記載）3102と、この内視鏡310に照明光を供給する光源装置320と、照明光によって照らされた部位を撮像する撮像装置330などから構成されている。

【0237】光源装置320としては内視鏡310の照明光学系313に通常観察用の照明光を供給するキセノンランプ321などを備えた通常観察用光源装置322と、蛍光観察用の例えば、He-Cdレーザ光などを供給する蛍光観察用光源装置323とが備えられている。

【0238】前記通常観察用光源装置322から出射される照明光は、リレーレンズ321aを介して通常観察用光源装置322が接続された光源用アダプタ325の光学レンズ324aを透過して反射ミラー326で反射

され、光学レンズ324cで内視鏡手元側の把持部314の側部から延出してユニバーサルコード315の内部を挿通するライトガイド316の後端面に集光され、前記ライトガイド316の先端側に導かれ照明光学系313から出射されるようになっている。

【0239】一方、光源用アダプタ325に接続された蛍光観察用光源装置323から出射されるレーザ光は、ライトガイドケーブル323aを介して光源用アダプタ325の光学レンズ324bを透過し、光学レンズ324cで内視鏡310から延出されたライトガイド316の後端面に集光され、前記ライトガイド316の先端側に導かれ照明光学系313から出射されるようになっている。

【0240】なお、内視鏡310の把持部側部から延出するユニバーサルコード315は、コネクタ315aを介して光源用アダプタ325に着脱自在に接続されるようになっている。また、光源用アダプタ325によって供給される通常観察用光源装置322からの照明光と蛍光観察用光源装置323で供給される蛍光観察用光源装置323のレーザ光とは、光源用ドライバ327によって駆動する反射ミラー326の角度を照明光切換装置328によって図中実線位置、或は、破線位置のどちらか一方に選択的に切換えることによって、それぞれの照明光を光学レンズ324cを介してライトガイド後端面に集光できるようになっている。

【0241】すなわち、光源用ドライバ327によって反射ミラー326の位置を図中実線位置に切換えたとき通常観察用光源装置322から出射された通常照明光がライトガイド後端面に集光され照明光学系313から出射し、反射ミラー326の位置を図中破線位置に切換えたとき蛍光観察用光源装置323から出射された蛍光観察用レーザ光がライトガイド後端面に集光される照明光学系313から出射されるようになっている。

【0242】そして、内視鏡310の照明光学系313を介して照射される励起光が生体組織に対して均一に照射されると共に、励起光を照射した生体組織から発生する蛍光が内視鏡310の観察光学系312で均一に受光されるよう図27に示すように、内視鏡310の挿入部先端部に被検部位と内視鏡310の照明光学系313及び観察光学系312との間に空間部を形成する空間部形成手段として空間部373を有する円筒状で励起光及び蛍光を透過する透明カバー370が取り付けられるようになっている。この透明カバー370は、励起用レーザ光及び蛍光に対して透過性のよい例えば、サファイアガラス、石英ガラス、BK-7などの光学材料やメタクリル樹脂、ポリカーボネート樹脂などの透明樹脂材料で形成されている。

【0243】なお、透明カバー370を取り付けた内視鏡310を体腔内に挿抜するとき、生体組織に傷を付けることが無いように、透明カバー370の挿入側部に半

球状部371を設けたり、後述するように挿入部先端部を略半球状に形成すると共に、手元側の開口372側端部に半球状部371を形成している。また、半球状部371の代わりに傾斜面部（不図示）を形成するようにしてもよい。

【0244】図26に示すように内視鏡310の観察光学系312から延出するイメージガイド317の後端に配設される接眼部318には通常観察用カメラ332及び蛍光観察用カメラ333の二つのカメラを撮像用アダプタ331に接続して構成した撮像装置330が設けら

れている。
【0245】撮像装置330の二つのカメラ、通常観察用カメラ332及び蛍光観察用カメラ333は、接眼部318に固定した撮像用アダプタ331に接続固定されている。前記通常観察用カメラ332には通常観察用光源装置322からの照明光で照射された被検部位を撮像する結像光学系332a及び通常観察用CCD332bなどが配設され、蛍光観察用カメラ333には蛍光観察用光源装置323からのレーザ光で照射された被検部位を撮像するための回転フィルタ333a、この回転フィ

ルタ333aを回転させる駆動用モータ333b、被検部位の観察画像を結像させる結像光学系333c、微弱な蛍光内視鏡画像を増強するイメージインテンシファイア（以下I. I. と略記）333d及び蛍光観察用CCD333cなどが配設されている。

【0246】なお、前記撮像用アダプタ331には接眼部318に伝送される通常観察用被写体像及び蛍光観察用被写体像を、この撮像用アダプタ331に接続された通常観察用カメラ332及び蛍光観察用カメラ333にそれぞれ対応するように切換え導く、撮像切換装置334が設けられている。

【0247】この撮像切換装置334は、撮像用ドライバ334aと、この撮像用ドライバ334aによって駆動する反射ミラー334bなどから構成されている。そして、通常照明光が照明光学系313から出射されているとき、撮像用ドライバ334aで反射ミラー334bの位置を図中実線位置に切換えることによって被写体像を通常観察用カメラ332に導き、蛍光観察用レーザ光が照明光学系313から出射されているときには撮像用ドライバ334aによって反射ミラー326の位置を図中破線位置に切換えることによって被写体像が蛍光観察用カメラ333に導かれるようになっている。

【0248】前記通常観察用カメラ332に導かれた被写体像は、通常観察用CCD332bに結像し、被写体像の電気信号が通常観察用カメラ332に接続されたビデオプロセッサ340に伝送されて画像信号に変換される。また、前記蛍光観察用カメラ333に導かれた被写体像は、蛍光観察用CCD333eに結像し、被写体像の電気信号が蛍光観察用カメラ333に接続された蛍光画像処理装置350の画像処理装置351に伝送されて

画像信号に変換される。そして、画像処理装置351及びビデオプロセッサ340で変換された画像信号は、同期制御装置360に接続されたモニタ365に写し出す画像を通常内視鏡画像、或は、蛍光内視鏡画像のどちらか一方に切換えるビデオスイッチャ361を介してモニタ画面上に観察画像が写し出されるようになっている。

【0249】なお、前記照明光切換装置328、撮像切換装置334、及びビデオスイッチャ361は、同期制御装置360に設けたタイミングコントローラ362によって同期制御されるようになっている。

【0250】また、符号369は、例えばフットスイッチや手元スイッチなどの切換スイッチであり、同期制御装置360のタイミングコントローラ362に接続されている。この切換スイッチ369は、光源装置320のドライバ327及び撮像装置330のドライバ334aに接続され、照明光切換装置328の反射ミラー326及び撮像切換装置334の反射ミラー334bとビデオスイッチャ361とを通常観察状態、或は、蛍光観察状態のどちらか一方に切換えることができるようになっている。

【0251】さらに、蛍光観察用カメラ333に配設されている回転フィルタ333aには例えば、480～520nm帯域用の第1のフィルタと630nm以上の帯域用の第2フィルタとが配設されている。そして、蛍光観察用光源装置323からHc-Cdレーザによる紫色光442nmを照射して蛍光画像を観察する場合、生体組織からはHe-Cdレーザによる紫色光442nmより長い波長の自家蛍光が発生し、この蛍光を蛍光観察用カメラ333に配設した回転フィルタ333aの第1のフィルタと第2のフィルタとで順次撮像することによって蛍光画像が得られるようになっている。

【0252】上述のように構成されている蛍光観察装置300の作用を説明する。凹凸の激しい生体組織380の被検部位381を観察する場合、まず、内視鏡310を通常観察状態にして体腔内の被検部位近傍に挿入していく。このとき、透明カバー370の先端部に半球状部371が形成されるので組織に傷を付けることがない。

【0253】次に、図28に示すように内視鏡310の挿入部先端部に取り付けた透明カバー370の先端面を被検部位周辺の生体組織380に密着させる。このとき、透明カバー370の先端部に半球状部371が形成されるので組織に傷を付けることなく透明カバー先端面が被検部位近傍に密着させることによって凹凸の激しい生体組織380に対して理想的な位置に内視鏡が配置される。

【0254】この状態で、切換スイッチ369を操作して、光源用アダプタ325に内設されている照明光切換装置328の反射ミラー326及び撮像用アダプタ331に内設されている撮像切換装置334の反射ミラー334bとビデオスイッチャ361とを蛍光観察側に切換

えて励起用のHe-Cdレーザ光を蛍光観察用光源装置323から出射する。すると、生体組織380に励起用のHe-Cdレーザ光が照明光学系313、空間部373及び透明カバー370を透過して被検部位近傍を照射し、この生体組織380から蛍光が発生する。このとき、生体組織380から発生する蛍光は、透明カバー370及び空間部373を介して観察光学系312で受光され、モニタ画面上に蛍光観察画像を写し出す。

【0255】そして、被検部位が正常であるときと異常であるときとは異なるスペクトルの蛍光が発せられるため、このスペクトルの違いから被検部位の疾患状態が診断される。

【0256】このように、内視鏡の観察光学系及び照明光学系を備えた先端部に空間部形成手段として空間部を有する透明カバーを取り付けることによって、被検部位に透明カバーを密着させて励起光を被検部位近傍に均一に照射することができると共に、内視鏡先端面と被検部位との間隙空間部を一定距離に保つことにより、被検部位から発生する蛍光を均一に受光することができるので、凹凸の激しい被検部位の蛍光観察を安定、且つ、正確に行うことができる。

【0257】なお、空間部形成手段である透明カバーを設ける内視鏡は、観察光学系及び照明光学系を先端面に配設した直視型内視鏡310aや図30に示す前方斜視型内視鏡310bなどであってもよく、側視型内視鏡310a及び前方斜視型内視鏡310bには先端面を半球状に形成した透明カバー385を設けている。この場合、図31に示すように透明カバー385の側面を被検部位381に密着させることによって凹凸の激しい被検部位の蛍光観察を安定、且つ、正確に行うことができる。

【0258】また、図32に示すように側視型内視鏡310aや前方斜視型内視鏡310bに設ける空間部形成手段としては、透明部材で形成した両端が開いた管腔部材で形成した透明カバー386であってもよい。この場合、透明カバー386の側面を被検部位に密着させて蛍光観察を行うようにしても凹凸の激しい被検部位の蛍光観察を安定、且つ、正確に行うことができる。

【0259】さらに、図33及び図34に示すように先端部を尖らせて形成した透明カバー387、388を空間部形成手段として側視型内視鏡310aや前方斜視型内視鏡310bの先端部に設けている。この場合、図35に示すように透明カバー先端部を実質臓器380に穿刺して、実質臓器内の被検部位381と内視鏡先端面との間に空間部373を形成することによって、実質臓器内に励起光を照射して蛍光を受光することが可能となるので、実質臓器の蛍光観察を安定、且つ、正確に行うことができる。

【0260】図36及び図37は蛍光観察装置の内視鏡

に設ける空間部形成手段の他の実施例に係り、図36は空間部形成手段であるバルーンを直視型内視鏡に設けたときの作用を示す説明図、図37は空間部形成手段であるバルーンを前方斜視型内視鏡に設けたときの作用を示す説明図である。

【0261】図36に示すように内視鏡310の先端部に空間部形成手段として前記透明カバー370、385、386、387、388などを設ける代わりに励起用レーザ光及び蛍光に対して透過性の優れた透明な合成ゴムで形成した透明バルーン390を内視鏡先端部に設けている。なお、符号391は糸巻き接着部である。

【0262】この透明バルーン390は、通常状態では図中破線に示すように内視鏡先端部に位置している。このため、内視鏡を体腔内に挿通する際には、蛍光観察装置を通常観察状態にして、目的観察部位に挿通していけばよい。そして、内視鏡310が被検部位近傍に到達したとき、内視鏡310に設けた図示しないチャンネルを介して透明バルーン内に水や空気などの流体を送り込み、透明バルーン390を図中実線に示すように膨張させて、バルーン390の一部を被検部位381を含む生体組織380に密着させる。なお、内視鏡先端部に設ける透明バルーン390以外は、蛍光観察装置300の構成及び作用は上記実施例と同様であり、同部材には同符号を付して説明を省略する。

【0263】この状態で切換スイッチ369を操作して、蛍光観察装置300の光源用アダプタ325に内設されている照明光切換装置328の反射ミラー326及び撮像用アダプタ331に内設されている撮像切換装置334の反射ミラー334bとビデオスイッチャ361とを蛍光観察側に切換えて励起用のHe-Cdレーザ光を蛍光観察用光源装置323から出射する。すると、生体組織に励起用のHe-Cdレーザ光が照明光学系313から空間部392及び透明バルーン390を透過して被検部位近傍に照射され、この生体組織から蛍光が発生する。このとき、生体組織から発生する蛍光は、透明バルーン390及び空間部392を介して観察光学系312で受光され、モニタ画面上に蛍光観察画像が写し出される。被検部位が正常であるときと異常であるときとは異なるスペクトルの蛍光が発せられるため、このスペクトルの違いから被検部位の疾患状態が診断される。

【0264】このように、内視鏡先端部に空間部形成手段として膨張自在な空間部を有する透明バルーンを配設したことによって、被検部位に透明バルーンの一部を密着させて励起光を被検部位近傍に均一に照射することができると共に、内視鏡先端面と被検部位との間隙空間を一定距離に保つことによって被検部位から発生する蛍光を均一に受光することができるので、凹凸の激しい被検部位の蛍光観察を安定、且つ、正確に行うことができる。

【0265】また、図37に示すように透明バルーン3

90を前方斜視型内視鏡310bに設けることによって、
 管腔内の被検部位近傍に容易に挿通することが可能であ
 ると共に、透明バルーン390を膨張させて、バルーン
 390の一部を被検部位381を含む生体組織380に
 密着させて容易に蛍光観察を行うことができる。そし
 て、管腔内で透明バルーン390を膨張させることによ
 り、生体組織380が圧迫されて血流量が減少すること
 によって、血流による影響の少ない蛍光観察を行うこと
 ができる。

【0266】 [付記]

(4-1) 通常観察が可能な内視鏡の照明光学系から被
 検部位に励起光を照射し、この被検部位から発生する蛍
 光を内視鏡の観察光学系に接続した蛍光観察用撮像装置
 により撮像して、被検部位の変性や癌などの疾患状態を
 蛍光観察する蛍光観察装置において、前記内視鏡の先端
 部に励起光及び蛍光を透過する光学材料で形成した空間
 部形成手段を設け、この空間部形成手段を被検部位に当
 接、或は、穿刺して、被検部位と内視鏡先端部との間に
 空間部を形成する蛍光観察装置。

【0267】 上記蛍光観察装置の構成によれば、空間部
 形成手段によって形成した空間部を介して空間部形成手
 段を被検部位に密着させることによって励起光を均一に
 照射可能であると共に、被検部位から発生する蛍光を均
 一に受光可能である。このように、凹凸の激しい被検部
 位や実質臓器内の被検部位などの生体組織に励起光を均
 一に照射することができると共に、生体組織から発生す
 る蛍光を均一に受光することができることによって、安
 定的、且つ、正確に蛍光観察を行える。

【0268】 (4-2) 前記空間部形成手段が内視鏡先
 端部に設けられる励起光及び蛍光を透過する透明バルーン
 である付記(4-1)記載の蛍光観察装置。

【0269】 上記蛍光観察装置の構成によれば、透明バ
 ルーンを膨張させて被検部位に密着させることによっ
 て、励起光を均一に照射可能であると共に、被検部位か
 ら発生する蛍光を均一に得られる。このように、凹凸の
 激しい被検部位や実質臓器内の被検部位などの生体組織
 に励起光を均一に照射することが可能になると共に、生
 体組織を圧迫し血流量を減少させるので血流による影響
 の少ない蛍光を均一に受光可能となり、安定的、且つ、
 正確な蛍光観察を行うことができる。

【0270】 次に組織までの距離に関係なく、診断する
 のに適した蛍光像が得られる蛍光観察装置の第1実施例
 ないし第3実施例を図38ないし図45を参照して順次
 説明する。これらの実施例の背景をまず説明する。

【0271】 従来の蛍光観察用の光源からは常に一定の
 光量の励起光が出射され、観察対象部位へ照射される。
 この為、観察対象部位の状況や対象部位までの距離によ
 っては適切な光量の蛍光が得られず、良好な蛍光観察画
 像が得られない場合が発生する可能性がある。

【0272】 図38(a)は励起光出射端と対象部位が

適切な場合を示し、その時の蛍光強度は図38(c)に
 示す正常部(実線)、病変部(2点鎖線)のような特性
 を示す。

【0273】 図38(a)においては図示しない励起用
 光源からの励起光は、内視鏡491のライトガイド49
 2で導光され、このライトガイド492の先端面からさ
 らにレンズを介して観察対象部位493側に出射され
 る。

【0274】 そして、観察対象部位493の組織等で励
 起光で励起された蛍光は対物レンズ494によりイメー
 ジガイド495の先端面に結像する。ところが、図38
 (b)のように励起光出射端と対象部位が接近しすぎ
 ると、図38(c)の正常部は点線、病変部は1点鎖線
 のような特性となり、蛍光強度の一部が飽和してしま
 い、蛍光強度の特性から正常或は病変と判断する場合
 には誤った情報となってしまい、誤った判断がなされ
 る可能性が高くなる。

【0275】 つまり、飽和していない場合の蛍光強度
 の特性と同様な演算処理により正常或は病変と判断す
 ると、飽和があると、例えば点線で示す正常部の場合
 には波長 λ_1 での蛍光強度が飽和のため相対的に小さ
 くなり、波長 λ_2 の蛍光強度の差が小さくなってしま
 う。従ってそれらの比率から正常或は病変と判断する
 と、病変と誤判断されてしまうことになり問題がある。

【0276】 また、特願平5-304428の様に観察
 対象部位に応じて、常に適切な光量の励起光を照射し
 ても蛍光強度が適切な値であるかどうか分からない。

【0277】 また、体表面に複数の孔を開けて内視鏡
 や各種医療用器具を体腔内に挿入して手術を行う場合
 には立体視することにより、術者の操作性を向上させ
 ることが考えられるが、蛍光観察の場合にも同様の問
 題がある。

【0278】 つまり、手術時には手術台の周辺に各種
 の医療用器具、装置や複数の術者、助手がいることか
 ら、通常観察像と蛍光像のモニタをそれぞれ設けるこ
 とは作業性を低下させてしまうことから問題がある。

【0279】 また、複数の術者が協力して手術を行う
 場合、モニタであると、特定の術者には見易いがその
 他の多数の人には見づらくなることがしばしばあり、
 改善されることが望まれる。

【0280】 以下の第1ないし第3実施例(図39ない
 し図45)では距離によらず診断に適した蛍光観察画
 像を得ることが可能な蛍光観察装置を提供することを
 目的としている。また、術者及び助手等がその位置、
 姿勢等に殆ど影響されないで、見易い状態で常時通常
 像とか蛍光像を観察できる蛍光観察装置を提供するこ
 とも目的としている。

【0281】 以下、図面を参照して距離に関係なく、
 診断に適した蛍光観察画像を得ることができる実施例
 (及び変形例)を説明する。

【0282】距離に無関係に適切な蛍光観察画像を得る
 蛍光観察装置の第1実施例となる蛍光観察内視鏡装置4
 00は、図39に示すように、体腔内に挿入し疾患部位
 等の観察部位の通常観察像及び蛍光観察像を得る内視鏡
 401と、この内視鏡401に第1アダプタ402を介し
 て通常観察用の白色光を供給する通常照明光源403
 及び波長が λ_0 （例えば350nm～500nm）の励
 起光（以下、簡単化のため励起光 λ_0 と記す）のレーザ
 （例えばエキシマレーザ、クリプトンレーザ、He-C
 dレーザ、色素レーザ）を供給する蛍光用レーザ装置4
 04と、通常照明光源403のランプ403aからの白
 色光により内視鏡401で得られた通常観察像を第2ア
 ダプタ405を介して撮像する通常TVカメラ406
 と、蛍光用レーザ装置404からの励起光 λ_0 により内
 視鏡401で得られた蛍光像を第2アダプタ405を介
 して高感度で撮像する蛍光像撮像カメラ407と、通常
 TVカメラ406により撮像された通常観察撮像信号を
 信号処理し通常画像を生成するカメラコントロールユニ
 ット（CCUで略記）408と、蛍光像撮像カメラ40
 7により撮像された蛍光撮像信号を信号処理し蛍光画像
 を生成する蛍光画像処理装置409と、CCU408と
 蛍光画像処理装置409からの信号が入力され、画像表
 示を制御する画像表示制御装置410と、この画像表示
 制御装置410により通常観察画像と蛍光画像が表示さ
 れるヘッドマウントディスプレイ（HMDで略記）41
 1及びモニタ412と、この画像表示制御装置410を
 制御する操作を行うためのフットスイッチ426と、蛍
 光画像処理装置409からの出力信号により蛍光像撮像
 カメラ407内のイメージインテンシファイヤ（I.
 I.で略記）422の光増幅のゲインを制御するI.
 I.制御手段427と、このI. I.制御手段427の
 出力により警報をする警報手段428とを有する。

【0283】内視鏡401は体腔内等に挿入できるプロ
 ープとしての細長の挿入部401aと、この挿入部40
 1aの後端に設けられた太幅の操作部401bと、この
 操作部401bの後端に設けられた接眼部401cと、
 操作部401bから外部に延出されたライトガイドケー
 ブル401dを有する。

【0284】挿入部401a内には光を伝送する可撓性
 のファイババンドルで構成されたライトガイド415が
 挿通され、このライトガイド415の後端側はライトガ
 イドケーブル401d内を挿通され、このライトガイド
 ケーブル401dの端部に設けたコネクタ401eは第
 1アダプタ402の光出力部402aに着脱自在で接続
 される。

【0285】第1アダプタ402の第1及び第2の光入
 力部には、通常照明光源403の光出力部403bと蛍
 光用レーザ装置404の光出力部404aとがそれぞれ
 着脱自在で接続される。

【0286】そして第1アダプタ402ではドライバ4

13で可動ミラー414を駆動することにより通常照明
 光源403のランプ403aからの白色光と蛍光用レー
 ザ装置404からの励起光 λ_0 を切り換え、内視鏡40
 1内を挿通されたライトガイド415に導光するようにな
 っている。

【0287】例えば、図39において、可動ミラー41
 4が実線の状態に設定された場合には、ランプ403a
 の白色光が光出力部403b付近のレンズ、可動ミラー
 414での反射、光出力部402a付近のレンズ402
 bを経てライトガイド415に導光される。この場合、
 レーザ装置404からの励起光 λ_0 は可動ミラー414
 で遮光される。

【0288】また、可動ミラー414が破線で示される
 位置に設定された場合には、レーザ装置404からの励
 起光 λ_0 の光がファイバ等の導光部材404bを介して
 第2の光入力部から第1アダプタ402内に導光され、
 この励起光 λ_0 は退避状態の可動ミラーで遮光されるこ
 となく、レンズ402bを経てライトガイド415に導
 光される。この場合、ランプ403aの白色光は可動ミ
 ラー414で遮光される。

【0289】ライトガイド415は第1アダプタ402
 を経た光を内視鏡401の挿入部401a先端側の端面
 に伝送し、さらにレンズを介して先端前方に照射する。
 照射された光による観察部位からの戻り光は挿入部40
 1aの先端に配置した対物レンズ417によりイメージ
 ガイド416の先端面に観察像（通常観察像あるいは蛍
 光観察像）を結ぶ。そして、この内視鏡401内を挿通
 された像伝送手段としてのイメージガイド416により
 内視鏡1の接眼部401c側の端面に伝送される。

【0290】接眼部401cには第2アダプタ405が
 着脱自在に接続されており、第2アダプタ405は、ド
 ライバ418で可動ミラー419を駆動することにより
 通常観察像と蛍光観察像とを切り換え（通常観察像の場
 合の可動ミラー419の位置は実線、蛍光観察像の場合
 の可動ミラー419の位置は破線）、通常観察像を通常
 TVカメラ406に、蛍光像を蛍光像撮像カメラ407
 に導く。

【0291】可動ミラー414と419はそれぞれドラ
 イバ413と418により同期して駆動され、一方が実
 線の位置に設定された場合には他方も実線の位置に設定
 され、他方が破線の位置に設定された場合には他方も破
 線の位置に設定される。

【0292】例えば、可動ミラー414と419が実線
 の位置に設定された場合には、通常照明光で照明された
 観察対象物側からの反射光が内視鏡401の観察光学系
 （つまり対物レンズ417、イメージガイド416、接
 眼レンズ）を経て、第2アダプタ405内に導光され
 る。

【0293】そして、接眼レンズに対向するレンズ40
 5a、可動ミラー419、この可動ミラー419で変更

された光路上に配置されたレンズ、通常TVカメラ406内のレンズ406aを経てCCD420に通常観察像が結ばれる。この通常TVカメラ406に内蔵されたCCD420により撮像された通常観察像に対応する通常観察撮像信号はCCU408に伝送される。

【0294】一方、可動ミラー414と419が破線の位置に設定された場合には、レーザ装置404の励起光 λ_0 がライトガイド415で伝送され、観察対象物側にはこの励起光 λ_0 が照射され、この励起光 λ_0 で励起された蛍光による蛍光像が内視鏡401の観察光学系により、第2アダプタ405内に導光される。

【0295】：そして、この導光された蛍光像はレンズ405a、このレンズ405aに対向するレンズ405b、蛍光像撮像カメラ407内で、このレンズ405bに対向する光路上に配置されたレンズ407a、さらに回転フィルタ421を介して、高感度撮像を可能にするI. I. 422で光増幅された後、CCD423で撮像される。このCCD423で撮像された蛍光撮像信号は蛍光画像処理装置409に伝送される。

【0296】ここで、図38(c)に励起光 λ_0 を照射した時の蛍光特性を示す。例えば442mmの励起光 λ_0 で得られる組織の蛍光は、正常部位ではその強度が高く、病変部では、波長の短い側で正常に比べ弱い。つまり、図中の波長 λ_1 、 λ_2 と正常と病変で蛍光強度の比率が異なるので、これらの波長 λ_1 、 λ_2 の画像部分の比率を求めることで病変と正常を区別することができる。そのため、回転フィルタ421に設けた2つの通過帯域フィルタによりそれぞれ λ_1 、 λ_2 の蛍光像を分離してCCD422で撮像するようになっている。

【0297】そして、図39において、可動ミラー414、419はタイミングコントローラ425により同期してドライバ413、418で駆動され、回転フィルタ421を回転駆動するモータ424の駆動タイミングもタイミングコントローラ425により制御されている。

【0298】画像表示制御装置410は、フットスイッチ426によっても、モニタ412と術者のヘッドに装着される術者装着型表示装置となるHMD411に表示される通常画像または蛍光画像の切り換えができるようになっている。尚、HMD411は液晶表示デバイスで構成され、シースルー機能も有する。つまり光を透過する表示デバイスに表示するので、術者は眼前の表示により通常画像とか蛍光画像を観察できるし、眼前から視点を移して（つまり液晶表示デバイスを素通しして）、手元側の手術部分等を見ることが出来る。

【0299】次にこの蛍光観察内視鏡装置400の作用を説明する。I. I. 制御手段427では、蛍光画像処理装置409から蛍光強度の強い波長 λ_1 の信号が入力される。そして、予め設定された飽和強度よりも少し小さい限界値と、波長 λ_1 の蛍光強度を比較し、差が大きい時には差が小さくなる様にI. I. 422のゲインを

大きくする様に制御電圧を出力する。

【0300】つまり、I. I. 制御手段427の出力によって、I. I. 422のゲインを制御する制御電圧を制御して、結果的にCCD554の出力信号波形に対し、AGCを行ったように機能させ、蛍光強度の特性が飽和しないで大きな波形レベルとなるようにする。

【0301】このように蛍光強度を直接検出して飽和せずに、かつ強い蛍光を得ることにより常に正確な蛍光強度 λ_1 、 λ_2 の比率を求めることができる。蛍光強度 λ_1 、 λ_2 の比率に応じて観察対象部位の蛍光像（擬似カラー表示）と通常観察像をモニタ412に表示することにより観察対象部位が正常か病変か判断することができる。

【0302】また、蛍光像をHMD411の右眼用に、通常観察像を左眼用に表示しても良い。更に、蛍光像と通常観察像を重畳してHMD411に表示しても良い。上記実施例においては、波長 λ_1 における蛍光強度により、I. I. 422のゲインを制御するようにしたが、蛍光強度のピーク値を検出してその時のピーク値が限界値を越えないように、I. I. 422のゲインを制御しても良い。

【0303】更に、蛍光強度の平均値を用いても良い。また、波長 λ_1 を用いる時、スペクトルであっても、ある帯域をもっていても良い。また、I. I. 422のゲインを制御する代わりにI. I. 422の手前に絞り機構を設けて、この絞り機構の絞りにより、この絞りを通過する蛍光強度を制御しても良い。

【0304】また、I. I. 422のゲインを最大にした場合等において、蛍光強度が所定量に達しない時には、その信号レベルで判断を行うと、S/Nが小さいため、誤った判断とか、信頼性の低い判断となる可能性が高くなるので、このような場合には警報手段428或は告知手段により術者に知らせる。そして、術者はこの知らせにより出射端を観察対象部位に近づけて蛍光像を得ることにより、S/Nを大きくでき、病変か正常であるかの判断を行うことのできる蛍光像にできる。

【0305】なお、部分的に蛍光強度が所定量に達しない場合にも、警報手段428でその旨を知らせるようにしても良い。例えば、図38(b)に示すよりもさらに距離を小さく設定した場合において、励起光を照射する範囲が観察系の観察範囲の一部のみになる場合には、検出される蛍光像は一部においては大きな蛍光強度になるが、残りの部分では蛍光強度が殆ど検出されない部分が出てくる。

【0306】このような状態は、例えばCCD423で得られた蛍光像における周辺側の蛍光強度の分布を、CCD423の出力信号に対して（蛍光画像処理装置409で）調べることにより、判別或は識別できる。そして、このような場合にも、警報手段428で、（例えば蛍光像の一部した観察できない状態であることとか、さ

らに距離を大きく設定すべき旨を) 知らせるようにしても良い。

【0307】 警報手段428としては音声(ブザーでも可)、ランプの点灯、操作部の振動等によるフィードバック、モニタ412への表示等のいずれでも良い。また、HMD411に視線検出手段を設けておき、視線を変えることにより、蛍光像と通常観察像を切換えて観察できるようにしても良い。

【0308】 この蛍光観察内視鏡装置400によれば、以下の効果がある。蛍光強度を直接検出してI、I422のゲインを制御することにより、観察対象部位の状況にかかわらず、常に適切な蛍光強度の比率を求めて正確な診断が可能になる。例えば、図38(b)の様な拡大観察時にもI、I、422のゲインを下げて飽和が生じないように制御するので、正確な診断ができる。

【0309】 比率を求める波長 λ_1 により制御することで、確実に求める比率の飽和を防止できる。更に、S/Nを低下させることなく、良好な蛍光画像が得られる。HMD411に表示することにより、術者が姿勢を変えても常に蛍光像と通常観察像を見ることができ、病変部を見逃す可能性を低くできる。

【0310】 また、HMD411を複数設けることにより、複数の術者がいても、全員が常に良好な画像を得ることができる。つまり、姿勢を変えたり位置を変えても、その姿勢とか位置に影響されないで、全員が常に良好な画像を観察できる。

【0311】 なお、助手がいる場合には助手にもHMD411をそれぞれ装着するようにすれば、術者及び助手全員が常に良好な画像を観察できる。また、HMD411のシースルー機能を利用すれば、内視鏡や処置具の操作が容易に行え、術者の人数を削減することもできる。

【0312】 なお、例えば画像表示制御装置410の出力部にワイヤレスの映像信号送信部を設け、一方、HMD411に映像信号受信部及び映像信号再生回路と電源とを設け、HMD411を装着する人はワイヤレスで通常画像とか蛍光画像を観察できるようにしても良い。この場合には画像表示制御装置410とコードを接続する必要がないので、さらに操作性又は作業性を向上できる。

【0313】 なお、図39では図示していないが、内視鏡401に処置具を挿通できるチャンネルを設け、必要に応じて、このチャンネルを通した処置具で治療等のための処置を行うようにしても良い。この場合には蛍光像を観察しながらチャンネルを通した処置具で治療等のための処置を行うことができる。

【0314】 図40は第1実施例の変形例における画像表示制御系部分の構成を示す。図32におけるCCU408及び蛍光画像処理装置409の出力信号は画像切換手段466に入力されると共に、画像合成装置467に入力される。

【0315】 画像合成装置467は、入力される2つの画像を重畳等して1つの合成画像にして画像切換手段466に出力する。画像切換手段466は選択スイッチ468が接続され、この選択スイッチ468の操作によって画像表示手段側に出力される画像を切換えたり、表示モードを選択設定できる。その他の構成は図39と同じ構成である。

【0316】 この変形例では例えば選択スイッチ468の操作により、HMD411に対しては例えば蛍光像をHMD411の右眼側に、通常観察像を左眼側に表示するように出力することができる。また、画像合成装置467の出力画像をHMD411に出力することも選択できる。

【0317】 更にモニタ412に対し通常画像または蛍光画像を出力するように切り換え制御することもできる。その他の作用及び効果は図39と同様である。

【0318】 図41は距離に関係なく、診断に適した良好な蛍光像が得られる第2実施例の蛍光観察内視鏡装置440の構成を示す。第2実施例は第1実施例とほとんど同じ構成であるので、異なる構成のみ説明し、同一構成要素には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0319】 図41に示す蛍光観察内視鏡装置440は、図39において、第2アダプタ405と蛍光像撮像カメラ407との間(例えばレンズ405aとレンズ407aの間)に蛍光像を分離するビームスプリッタ441を設け、ビームスプリッタ441により分離された蛍光像の蛍光光量の一部を蛍光光量検出装置442で検出することで、検出された蛍光光量に基づいて画像表示制御装置410で表示画像を制御するように構成される。

【0320】 蛍光光量検出装置442は、図42に示すように、ダイクロックミラー445により蛍光像を2つの波長帯域 λ_1 、 λ_2 に分割し、高感度フォトダイオード(APD)446、447で2つの波長帯域 λ_1 、 λ_2 の各々の蛍光光量をサンプルホールド回路(S/H)448、449でサンプリングする。サンプリングされた波長帯域 λ_1 、 λ_2 の各々の蛍光光量を演算回路450で演算し、病変部を示す蛍光光量であるかどうかを判断することで、タイミングコントローラ425及び画像表示制御装置410を制御するようになっている。

【0321】 蛍光光量検出装置442は、病変部を示す蛍光光量が検出されない場合は、タイミングコントローラ425に対して、通常観察光源403からの白色光の照射期間を長く、蛍光用レーザ装置404からの励起光の照射期間を短くするように制御する。この結果、病変部がない場合には十分な明るさを有した観察画像を得ることができ、内視鏡401の挿入手技等が容易になる。

【0322】 また病変部を示す蛍光光量が検出された場合は、タイミングコントローラ425に対して、通常観察光源403からの白色光の照射期間を短く、蛍光用レーザ装置404からの励起光の照射期間を長くするよう

に制御する。この結果、病変部がある場合には十分な明るさを有した蛍光画像を得ることができ、病変部の診断等が容易になる。

【0323】また、本実施例ではCCU408からの通常画像信号を光量制御手段429に入力し、レーザ装置404から出射される励起光源の強度を制御する。光量制御手段429では通常画像信号から輝度信号を取り出し、その輝度レベルに応じて励起光となるレーザ光を制御する。通常画像の輝度信号のレベルにより観察対象部位との距離や状況等が類推できることを用いて蛍光強度も適切な強度範囲となるように制御する。

【0324】また、通常画像信号のレベルが所望の範囲に入っている部位を検出してその部位の蛍光強度により、レーザ光を制御しても良い。又は、調光する観察対象部位を指定する入力手段を設けても良く、この入力手段を備えた第2実施例の変形例の蛍光観察内視鏡装置の構成を図43に示す。

【0325】通常TVカメラ406に内蔵されたCCD420の出力信号はクロック成分が除去された後に、ローパスフィルタ(LPFと略記)451を通して積分される。このLPF451を通った信号はAGC回路452、プロセス回路453で処理され、NTSC信号になる。

【0326】その後、画像表示制御回路410により、所望の表示手段(例えばモニタ412、HMD411)に表示される。一方、LPF451の出力は調光信号発生回路453に入力され、通常照明光源403の絞り制御回路461により、絞りモータ462の駆動電圧が生成され、絞り羽根463を制御することで通常照明光の光量を制御する。

【0327】ここで、一画面の全体の平均測光とせず、特定の部位の輝度信号レベルにより、蛍光光量を制御する様にする。LPF451の出力を特定の部位に対応するタイミングにてサンプル・ホールド回路(S/Hと略記)454でサンプル・ホールドし、その時の出力レベルが所定の値よりも大きければ、同じタイミングで蛍光量検出回路442を動作させて、I. I. 制御手段422のゲインを制御する。

【0328】そうすることにより、通常観察像と蛍光観察像とも適切な像が得られる。また、S/H454の出力が所定の値よりも小さい時にはタイミングを切換えて適切な蛍光像が得られるようにする。

【0329】一方、術者が特に関心のある領域の蛍光像をより良い条件で観察したい場合には、外部入力手段457によりタイミングを設定しても良い。この実施例によれば、常に通常観察像と蛍光観察像が良好な状態で観察可能である効果を有する。

【0330】次に距離に関係なく診断に適した蛍光像が得られる第3実施例を説明する。図44では術者が立体視内視鏡471と各種処置具470を用いて腹腔内外科

手術を行う様子を示し、図45はその立体視内視鏡471の光学系の構成を示す。

【0331】図45に示すように、本実施例における立体視内視鏡471は、左眼用及び右眼用の2つの光学系を有する硬性の立体視内視鏡であり、細長の挿入部472の基端部に2つの接眼部473a、473bが連設されている。この接眼部473a、473bには、アダプタ474a、474bが接続され、それぞれ図示しないTVカメラが接続されて立体視内視鏡471で得られた被写体の通常観察像及び蛍光観察像を撮像できるようになっている。

【0332】前記立体視内視鏡471は、挿入部472の基端部の両側方よりそれぞれ略L字状の接眼部473a、473bが延出した形状となっている。この接眼部473a、473bに接続されるアダプタ474a、474bには、それぞれCCU(図示しないが便宜上CCU-A及びCCU-Bと記す)に接続されるTVカメラ(例えば図39の通常TVカメラ406と図39の蛍光像撮像カメラ407に相当)がそれぞれ取り付けられるようになっている。

【0333】CCU-A(及びCCU-B)は、図39のCCU408と蛍光画像処理装置409の機能を有し、CCU-A及びCCU-Bは前記立体視内視鏡471で得られた視差のある通常観察像及び蛍光観察像を立体視可能に表示するための図示しない立体視表示装置に接続され、この立体視表示装置にHMD411が接続されている。

【0334】そして、立体視表示装置によって、例えば2つのTVカメラでそれぞれ撮像した画像を交互に左右別々にHMD411に表示し、それらを左右の眼で観察することによって、立体感のある被写体の通常観察像と蛍光像とを観察することができる。

【0335】また、図45に示すように、立体視内視鏡471の挿入部472の先端部には、被写体像を結像する2つの対物光学系480a、480bが設けられており、対物光学系480a、480bの後方には、それぞれ被写体像を伝達するリレー光学系481a、481bが配設されている。

【0336】リレー光学系481a、481bの後端側、すなわち挿入部472の基端部から接眼部473a、473bにかけてには、光軸をそれぞれ90度反射するプリズム482、483及び484、485が設けられており、プリズム484、485の後方の接眼部473a、473b内には、それぞれ接眼光学系486a、486bが配設され、接眼部473a、473bより撮像あるいは肉眼観察等が可能になっている。なお、図中の矢印は、像の方向を示している。

【0337】なお、図示しないが、立体視内視鏡471には照明光学系が配設されており、図示しない光源装置からの照明光及び励起光を先端部まで伝達し、被写体へ

照射するようになっている。また、アダプタ 474 a, 474 b は、例えば図 39 の第 2 アダプタ 405 と同様の構成であり、蛍光観察の方法は全く同様に行われる。

【0338】前記接眼光学系的一方（つまり 486 a）には、光学系の倍率を調整する移動可能な可動レンズ 487 a を含むズーム光学系 487 が設けられている。そして、立体視を行う際に、接眼光学系 486 a に設けられたズーム光学系 487 によって 2 つの光学系の倍率が等しくなるように倍率の調整を行う。すなわち、ズーム光学系 487 において可動レンズ 487 a を前後に移動

させることにより、光学系の倍率を変化させ、2 つの光学系の倍率を一致させる。これにより、良好な立体感のある観察画像が得られる。

【0339】このように、2 つの光学系の少なくとも一方にズーム光学系を設けることにより、光学系の倍率を変化させて立体視観察像における左右の像の倍率を一致させることができ、良好な立体視を行うことが可能となるようにしている。

【0340】以上のように構成された立体視内視鏡 471 では、視差のある 2 つの対物光学系 480 a, 480 b で被写体像を結像し、これらの被写体像をリレー光学系 481 a, 481 b、及び接眼光学系 486 a, 486 b によって後端部の接眼部 473 a, 473 b まで伝達し、接眼部 473 a, 473 b よりアダプタ 474 a, 474 b を介して接続される TV カメラによって撮像を行う。

【0341】接眼部 473 a, 473 b に TV カメラを接続して撮像する場合には、撮像されたそれぞれの被写体像の画像信号を CCU-A, CCU-B で信号処理し、立体視表示装置を介して MHD 411 に表示し、通常観察像と蛍光像の立体視ができる。

【0342】この実施例の効果としては各種処置具 470 と組み合わせることで処置を行うことにより、蛍光観察時にも容易に処置が行える。また、蛍光像を観察しながら行う場合、誤って患部以外の正常組織を治療してしまうことを殆ど解消できる。

【0343】尚、図 39 ないし図 45 の実施例では通常 TV カメラ 406 の CCD 420 を白色光に基づいて撮像するとしたが、この CCD 420 は入射面にカラーモザイクフィルタを設けられことでカラー画像を撮像する CCD とすることができる。また、白色光を R, G, B に分離するカラーフィルタを設けることでカラー画像を撮像する通常 TV カメラとしても良いし、通常照明光源 436 から R, G, B の照明光を順次供給するようにし、この供給タイミングに同期させることでカラー画像を撮像する通常 TV カメラとしても良い。

【0344】〔付記〕

（５－１） 励起光を生体組織の観察対象部位へ照射して前記励起光による蛍光像を観察する蛍光観察装置において、前記励起光を発生する光源と、観察対象部位にお

ける蛍光を検出する検出手段と、前記検出手段の出力が所定量となるように制御する制御手段と、を備えた蛍光観察装置。

【0345】この付記 1 の蛍光観察装置は励起光を生体組織に照射することにより蛍光が発せられ、制御手段によりその蛍光量が検出されて蛍光量が常に所望の蛍光量に設定されるようにしてあるので、生体組織までの距離にかかわらず、蛍光強度の検出値を飽和させることなく、常に正確な蛍光強度が得られ、正確な診断ができる。

【0346】（５－２） 生体組織の観察対象部位の通常照明光による通常観察像と、励起光による蛍光像を観察する蛍光観察装置において、前記通常照明光を発生する通常光源と、前記励起光を発生する励起光源と、前記蛍光像の蛍光量を検出し、励起光源の光量又は蛍光像検出手段を制御する制御手段と、を備えた蛍光観察装置。

【0347】この付記（５－２）の蛍光観察装置は付記 1 の他に通常照明光で生体組織を照明するようにしてあるので、付記（５－１）の効果の他に通常観察像も得られる。また、通常観察像蛍光像との位置関係が容易に把握できる。

【0348】（５－３） 付記（５－１）又は（５－２）において、制御手段は蛍光像検出用高感度カメラの増幅度を制御する。付記 1 又は 2 において、高感度カメラの増幅度を制御することにより、蛍光量が制御される。

【0349】（５－４） 付記（５－１）又は（５－２）において、制御手段は蛍光像検出用高感度カメラの入射側に設けられ、蛍光光線を絞る絞り装置を制御する。付記（５－１）又は（５－２）において、絞り装置の絞りを制御することにより、蛍光量が制御される。

【0350】（５－５） 付記（５－１）において、検出手段は蛍光の特定の波長の強度を検出する。付記（５－１）において、特定の蛍光波長が検出され、この値に基づいて制御される。

【0351】（５－６） 付記（５－１）において、検出手段は蛍光の特定の複数波長の強度の比を検出する。付記（５－１）において、特定の複数の蛍光波長が検出され、こぢ値に基づいて制御される。

【0352】（５－７） 付記（５－１）において、蛍光観察装置は体腔内に挿入される挿入部を有し、励起光を伝送するライトガイド手段と、蛍光を伝送するイメージガイド手段とからなるプローブである。体腔内の生体組織の蛍光画像が得られる。

【0353】（５－８） 付記（５－２）において、蛍光観察装置は体腔内に挿入される挿入部を有し、通常照明光と励起光を伝送する手段と、通常観察像と蛍光像を伝送する手段とからなる内視鏡である。体腔内の生体組織の蛍光画像と通常観察像が得られる。

【0354】（５－９） 付記（５－８）において、内

視鏡はチャンネルを有する。蛍光像を観察しながらチャンネルを通した処置具にて処置ができる。

【5-10】 付記(5-1)において、蛍光像を術者装着型表示装置に表示する表示手段を有する。常に術者の眼前に蛍光像を表示でき、術者の姿勢等にかかわらず、常に良好な蛍光像を観察できる。

【0355】(5-11) 付記(5-10)において、前記表示装置を用いて蛍光像を3次元観察可能に表示した。立体的に蛍光像が表示される。

【0356】ところで、次に通常観察像と蛍光観察像との位置合わせを簡便にかつ自動的に行う位置合わせ機能を備えた蛍光観察装置の第1実施例及び第2実施例を図46及び図47を参照して説明する。この背景をまず説明する。

【0357】経皮的に体腔内で蛍光観察を行う場合、既存の通常観察内視鏡に蛍光観察用内視鏡を組み合わせて行う方法がある。この場合、通常像の対象部位と蛍光像との位置がずれていると、診断とか処置等を行いにくくなるし、誤診とか誤まって正常部位に処理する可能性があるため、位置合わせすることが課題になる。

【0358】このため位置合わせを簡便に或は自動的に行う機能を備えた蛍光観察装置が望まれ、このような機能を備えた蛍光観察装置を提供することをこの実施例の目的とする。そして、以下の実施例では位置合わせ機能を備えた蛍光観察装置501を説明する。

【0359】図46に示す位置合わせ機能を備えた蛍光観察装置501は通常観察用スコープ502と、蛍光観察用スコープ503と、通常観察用照明光を発生する光源装置504と、蛍光観察のための励起光を発生するレーザ装置505と、通常観察用スコープ502のライトガイド手段と接続され、このライトガイド手段に光源装置504からの通常照明光又はレーザ装置505からの励起光を選択的に導光する光源アダプタ506と、通常観察用スコープ502に一体的に接続された又は着脱自在で接続された通常画像撮像装置507と、蛍光観察用スコープ503に一体的に接続された又は着脱自在で接続された蛍光画像撮像装置508と、通常画像撮像装置507の出力信号に対する映像信号生成処理を行う通常画像用CCU509と、蛍光画像撮像装置508の出力信号に対する映像信号生成処理を行う蛍光画像処理装置510と、通常画像用CCU509又は蛍光画像処理装置510からの出力信号を表示するモニタ511と、選択的等で通常画像用CCU509又は蛍光画像処理装置510からの出力信号をモニタ511に出力するモニタ制御装置512と、この蛍光観察装置501全体のタイミング等を制御するタイミングコントローラ513とを有する。

【0360】通常観察用スコープ502は、例えば硬性で細長の挿入部514を有し、この挿入部514の後端には太幅の把持部515が形成され、この把持部515

の後端には接眼部516が形成されている。挿入部514は患者等の体表517の孔に貫通するトラカール518にガイドされて体腔内519に挿入される。

【0361】挿入部514内にはライトガイド521が挿通され、このライトガイド521の後端側は把持部515から外部に延出されたライトガイドケーブル522内を挿通され、その後端は光源アダプタ506の出力部に接続される。

【0362】この光源アダプタ506の2つの入力部は光源装置504とレーザ装置505に接続される。光源装置504内には白色の通常照明光を発生するランプ523が配置され、ランプ523の通常照明光はその光路上に配置したレンズ524を経て光源アダプタ506に導光される。

【0363】光源アダプタ506内には上記レンズ524に対向する光路上にレンズ525と、配光光路変更用ミラー526とが順次配置され、このミラー526が実線で示す状態の場合にはこのミラー526で反射してレンズ527を介してライトガイド521の端面に照明光を供給する。この場合、レーザ装置505側の光はミラー526で遮光される。

【0364】上記ミラー526は制御ドライバ528により実線で示す位置と、点線で示す位置とに回転駆動される。また他方の入力部に接続されるレーザ装置505内にはレーザ源529が配置され、このレーザ源529で発生されたレーザ光は、光源アダプタ506内でレーザ光の光路上のレンズ530を経てレンズ527側に導光される。

【0365】そして、このミラー526が点線で示す退避状態(レーザ源529に対して)の場合には、レーザ光はこのミラー526で遮光されることなくレンズ527を介してライトガイド521の端面に供給される。この場合には通常照明光はミラー526で遮光される。

【0366】ライトガイド521で導光された例えば通常照明光は挿入部514の先端部の端面からさらにレンズ531を経て前方に射出され、体腔内519の臓器532上に通常光533で照明する。

【0367】照明された部位は先端部の観察窓に取り付けた対物レンズ534でその結像位置に像を結ぶ。対物レンズ534の像はリレーレンズ系等で形成したイメージ伝送系535で接眼部516側に伝送され、結像レンズ536によって伝送された像を、接眼部516に接続される通常画像撮像装置507内部に配置された第1の通常画像用CCD537に結ぶ。

【0368】このCCD537と結像レンズ536の間にはシャッタ538が配置され、シャッタ制御ドライバ539によって実線で示す退避状態の位置と点線で示す遮光状態の位置に駆動される。上記ミラー526を駆動する制御ドライバ528と、シャッタ538を駆動するシャッタ制御ドライバ539はタイミングコントローラ

513で制御され、ミラー526が実線で示す位置の場合にはシャッタ538も実線で示す位置に設定される。

【0369】そして、CCD537で光電変換された通常画像は通常画像用CCU509に入力され、標準的な映像信号が生成され、この標準的な映像信号はモニタ制御装置512に入力される。

【0370】一方、蛍光観察用スコープ503は可撓性を有する細長の挿入部541と、この挿入部541の後端に設けられた太幅の把持部542と、この把持部542の後端に設けられた接眼部543とを有する。

【0371】この挿入部541の先端部付近には湾曲自在の湾曲部544が設けてあり、挿入部541内を挿通されたアングルワイヤ545の一端（先端）は硬質の先端部に固定され、後端はこのアングルワイヤ545を牽引・弛緩するアングルワイヤ制御用モータ559に接続されている。そして、このアングルワイヤ545を牽引した側に、湾曲部544を湾曲することができる。図39では簡単化のため、1本のアングルワイヤ544のみを示しているが、実際には4方向に対応して4本が挿通されている。

【0372】この挿入部541もトラカール546を介して体腔内519に挿入される。この挿入部541内の先端部の観察窓には対物レンズ547が取り付けられ、この対物レンズ547の結像位置には可撓性を有する像伝送手段として、例えばイメージガイド548の先端面が配置されている。

【0373】そして対物レンズ547の光軸、つまり観察軸（又は視軸）549の前方位置を中心として照明された被写体の像、或は蛍光像をイメージガイド548の先端面に結び、この先端面の像はこのイメージガイド548によって接眼部543側の端面に伝送される。

【0374】伝送された像は接眼部543に接続される蛍光画像撮像装置508内部に配置された結像レンズ551により、受光光路（又は撮像光路）変更用ミラー552の設定状態に応じて第2の通常画像用CCD553或は蛍光画像用CCD554で撮像される。

【0375】このミラー552はミラー制御ドライバ555によって実線で示す位置と、点線で示す位置とに自動的に駆動される。このミラー552はミラー526及びシャッタ538が実線で示す位置に設定された場合には、同様に実線で示す位置に設定されるようにタイミングコントローラ513によりミラー制御ドライバ555を介して同期制御される。

【0376】また、このミラー552はミラー526及びシャッタ538が点線で示す位置に設定された場合には、同様に点線で示す位置に設定されるようにタイミングコントローラ513によりミラー制御ドライバ555を介して同期制御される。

【0377】そして、例えば実線で示す状態では（通常光533による照明であり、この照明のもとでの）通常

観察像はミラー552で反射されて第2の通常画像用CCD553に通常画像が結ばれる。このCCD553で光電変換された画像信号は通常画像処理装置556に入力され、撮像された画像における最大輝度位置を検出することにより、通常光533で臓器532を照明している場合における照明範囲内の最大輝度部位557を検出する。

【0378】この検出結果はモータ制御装置558に入力され、モータ制御装置558はこの検出結果に基づいて、アングルワイヤ制御用モータ559の回転を制御することにより、このアングルワイヤ制御用モータ559に接続されたアングルワイヤ545を牽引し、湾曲部544を湾曲して観察軸549を最大輝度部位557に移動させる。そして、図46に示すように観察軸549上に最大輝度部位557が位置する状態に設定し、通常画像と蛍光画像とは常に殆ど同一の位置を対象として撮像する状態に設定するような位置合わせを行う機構を設けてある。

【0379】また、ミラー552が点線で示す状態に設定された場合には、ミラー526も点線で示す状態に設定されるので、被写体としての対象部位はレーザ源529のレーザ光が励起光として照射され、対象部位で発する蛍光は蛍光観察用スコープ503の観察光学系、つまり対物レンズ547及びイメージガイド548を経て蛍光画像撮像装置508側に導光される。

【0380】そして、退避状態のミラー552で遮光されないで、回転フィルタ制御用モータ561で回転駆動される回転フィルタ562のフィルタを通してI、I、563で光増幅された後、蛍光画像用CCD554に結像され、このCCD554で光電変換される。

【0381】なお、CCD553とI、I、563の配設位置はレンズ551に対して共役位置に配置され、CCD553の像とI、I、563で光増幅されたCCD554の像は共役な像（少なくとも同じサイズ）となるようにしてある。上記CCD554で撮像された画像信号は蛍光画像処理装置510に入力され、擬似カラー等の映像信号の生成等の処理とか、以下の演算が行われた後、モニタ制御装置512に出力される。

【0382】上記回転フィルタ562には透過波長帯域の異なる複数のフィルタが設けてあり、複数の波長帯域の蛍光像で順次撮像され、蛍光画像処理装置510で複数の波長帯域の蛍光像から例えば擬似カラー表示用の映像信号を生成すると共に、例えば図38(c)で示す2つの波長 λ_1 、 λ_2 帯域の蛍光像の同じ位置に対応する信号レベルの比率をそれぞれ演算により求め、その値が所定の値を越えたか否かをコンパレータで比較してその値の部分が病変部位か正常部位かを判断する処理も行う。

【0383】そして、病変部位である可能性が高いと判断された場合には、この判断信号でモニタ制御装置51

2に表示制御信号を出力して、例えばモニタ511の右側に通常画像を、左側に擬似カラーの蛍光画像を表示させるようにする。

【0384】この場合に、例えば回転フィルタ562に2つの波長 λ_1 , λ_2 を透過する帯域のフィルタを用いて得られた波長 λ_1 , λ_2 の映像信号を例えばR, G, としてモニタ511側に出力し、上記判断信号をBの映像信号として出力することにより、Bの色の有無によりどの部分が病変である可能性が高いかを術者に識別し易いようにしても良い。

【0385】なお、モニタ制御装置512はフットスイッチ等の手動による表示選択手段を有し、この表示選択手段を操作することにより、モニタ511に表示される画像を選択して表示させることもできる。例えば、モニタ511の中央に通常画像を表示させたり、モニタ511の右側に通常画像を表示させたり、モニタ511の中央に蛍光画像を表示させたり、モニタ511の左側に蛍光画像を表示させたり、モニタ511の右側に通常画像を、左側に擬似カラーの蛍光画像をスーパインポーズで表示させたりできる。

【0386】上記回転フィルタ制御用モータ561もタイミングコントローラ513によりその回転が制御され、ミラー526、552、シャッタ538が点線で示す位置に設定されたタイミングに同期して複数のフィルタが順次撮像光路上に配置されるようにしている。

【0387】なお、通常観察用スコープ502側の撮像系と蛍光観察用スコープ503側の撮像系とは殆ど同じ特性のものが用いてある。例えば、対物レンズ(534又は547)から被写体までの距離が等しく、同じ被写体像を撮像した場合にはそれぞれ同じ波形(但し信号レベルは異なっても良い)の画像信号がCCD537及び554から出力されるようにしている。つまり、同じ条件で撮像した場合、同じサイズの被写体像が得られる。

【0388】この条件に該当しないで、例えば異なるサイズで撮像される場合に対しては、位置合わせを行う前或は後に、サイズを揃える(合わせる)処理を行えば良い。また、この条件に該当する場合でも、後述するようにサイズを揃える処理を行うようにしても良い。次にこの蛍光観察装置501の作用を以下に説明する。

【0389】タイミングコントローラ513は配光光路変更用ミラー526と、撮像光路変更用ミラー552と、回転フィルタ562と、シャッタ538の同期を取る。これにより、ミラー526が実線の位置の場合、ライトガイド521にはランプ523からの通常観察用照明光が導かれ、シャッタ538は開いてイメージ伝送系535を経てCCD537には通常観察像が結ばれる。また、撮像光路変更用ミラー552も実線の位置にあり、イメージガイド548を通してCCD553に通常観察像が導かれる。

【0390】一方、配光光路変更用ミラー526が点線の位置の場合、ライトガイド521にはレーザ源529からの励起光が導かれ、シャッタ538は閉じている。また、撮像光路変更用ミラー552も点線の位置にあり、イメージガイド548を通してI. I. 563に蛍光像が導かれる。この際、蛍光像は回転フィルタ562によって波長帯域の異なる複数の画像に分けられる。

【0391】タイミングコントローラ513は以上に述べた2つの状態を高速で切換える制御を行う。これによって、この実施例では常に通常画像と蛍光画像との両方を撮像することができる。次に通常画像と蛍光画像をモニタ511に表示するまでの過程を説明する。

【0392】まず、通常像はCCD537からCCU509を経てモニタ制御装置512に送られる。一方、複数の蛍光像はI. I. 563により、増幅されCCD554を経て蛍光画像処理装置510に送られ、所定の演算が施され単一の蛍光画像としてモニタ制御装置512に送られる。

【0393】モニタ制御装置512は通常画像と蛍光画像との内、少なくとも一方をモニタ511に表示する。表示方法としては手動切換えで一方のみを表示する方法、蛍光画像処理装置510での演算結果に基づいて表示する方法、スーパインポーズ、両方の画像を合成して表示する方法等がある。

【0394】通常画像と蛍光画像との位置合わせを行う方法を以下に説明する。通常光照明時には、イメージガイド548、ミラー552、CCD553を介して通常像が通常画像処理装置556に導かれる。通常画像処理装置556は臓器532上での通常光533の照明のもとでの最大輝度部位557を検出する。

【0395】この検出結果に基づいてモータ制御装置558がアングルワイヤ制御用モータ559を駆動し、アングルワイヤ545を制御することによって蛍光観察用スコープ503の観察軸549を最大輝度位置557に移動し、図39に示すような状態に設定する。この結果、通常画像と蛍光画像とは常にほぼ同一の位置を対象として撮像する状態に維持される。

【0396】なお、蛍光観察用スコープ503の観察軸549を移動させる方法としては、ワイヤを用いる方法の他に、形状記憶部材を用いる方法、空気圧湾曲手段等がある。この実施例によれば、通常画像と蛍光画像との位置合わせを簡便に、かつ自動的に行うことが出来る。従って、術者は通常画像と蛍光画像における一方の画像上の位置に対応する他方の画像上の位置を容易に確認でき、診断とか処置が容易になると共に、短時間で診断とか処置を行うことができる。

【0397】図47は位置合わせを自動的に行う機能を備えた第2実施例の蛍光観察装置571の主要部を示す。この実施例は図46の第1実施例において、蛍光観察用スコープ503と異なる構成の蛍光観察用スコープ

503'と、この蛍光観察用スコープ503'のイメージガイドケーブル572の後端に接続された蛍光画像撮像装置508'と、蛍光観察用スコープ503'の観察軸549を移動させるマニピュレータ573とが用いてあり、観察軸549を移動させる機構以外は全て図46の第1実施例と同じである。

【0398】蛍光観察用スコープ503'は例えば硬性の挿入部575内に対物レンズ576及びリレーレンズ系577が挿通され、このリレーレンズ系577で挿入部575の後端側に伝送される。

【0399】挿入部575の後端側に伝送された光学像は結像レンズ578によって、可撓性を有する像伝送手段としてのイメージガイド579の先端面に結像され、このイメージガイド579によりイメージガイドケーブル572の後端側の端面に伝送され、蛍光画像撮像装置508'に入力される。

【0400】上記蛍光観察用スコープ503'の挿入部575の後端は、複数の軸を持つマニピュレータ573に接続され、このマニピュレータ573は蛍光画像撮像装置508'内部のマニピュレータ制御装置580の制御のもとで複数の軸が回動駆動され、挿入部575の軸方向を変えることにより、観察軸549方向を変えるようにしている。このマニピュレータ制御装置580は通常画像処理装置556の出力で制御される。

【0401】図39の第1実施例ではアングルワイヤ545を牽引して湾曲部544を湾曲させて観察軸549を変更していたが、この実施例では硬性の挿入部575を有する蛍光観察用スコープ503'を用い、マニピュレータ573によって挿入部575の軸方向を変えて観察軸549を変え、観察軸549上に最大輝度部位557が位置するように位置合わせを行う構成にしている。

【0402】次に作用を説明する。蛍光観察用スコープ503'の観察軸549を移動させる方向以外は図39の実施例と同様である。通常光照明時には、通常像は蛍光観察用スコープ503'の光学系を経てイメージガイドケーブル572の後端に接続された蛍光画像撮像装置508'内部の通常画像処理装置556に送られ、図39の実施例と同様に臓器532上の通常光最大輝度部位557を検出する。

【0403】この検出結果に基づいてマニピュレータ制御装置580を介してマニピュレータ573を制御して、蛍光観察用スコープ503'の挿入部575を動かし、観察軸549を通常光最大輝度部位557上へ移動させる位置合わせを行う。

【0404】この実施例は図39の実施例と比較すると、硬性の挿入部575を用いて、この挿入部575をマニピュレータ573で動かすようにしているのので、この蛍光観察用スコープ503'の観察光学系のブレが少ないこと、位置決め精度を高くできること等からより正確な通常像と蛍光像との位置合わせが可能になる。

【0405】従って、図46の装置と同様に通常画像と蛍光画像間における対応する位置の確認が容易になり、診断とか処置を容易かつ短時間で適切にできるような環境を提供できる。

【0406】なお、図47では挿入部575の後端にマニピュレータ573を接続したが、挿入部575の後端側に把持部又は操作部を設けて、その把持部又は操作部にマニピュレータ573を接続する構造にしても良い。

【0407】また、マニピュレータ573で蛍光観察用スコープ503'を傾けるように移動する等して観察軸549を最大輝度部位557に一致させるものに限定されるものでなく、例えば図40においてマニピュレータ573の代わりにアームを用いて、このアームの一端側を挿入部575の後端側に接続し、このアームの他端側をモータ等で回動して観察軸549上に最大輝度部位557が一致するようにしても良い。

【0408】この場合、観察軸549の移動する軌跡は（モータの回転軸と直交する）1つの平面内で移動するが、この平面内に観察軸549とレンズ531の光軸とが含まれるように予め設定すれば良い。

【0409】なお、図47の蛍光観察用スコープ503'ではリレーレンズ系577で伝送された像を、さらに可撓性を有するイメージガイドケーブル572内に挿通されたイメージガイド579で蛍光画像撮像装置508'側に伝送する構成であるが、この構成に限定されるものでなく他の構成でも良い。

【0410】例えばレンズ578の結像位置側となる挿入部575の後端側に蛍光画像撮像装置508'を収納或は配置しても良い。また、可撓性のイメージガイドケーブル572でなく、リレーレンズ系等のリジッドの像伝送手段で蛍光画像撮像装置508'に像を伝送する構成にしても良い。

【0411】なお、図46及び図47では、通常光533の照明の場合、通常観察用スコープ50の観察軸はレンズ31の光軸と平行であり、これらの間の距離（便宜上dとする）は、被写体までの距離（図46又は図47では臓器532上の最大輝度部位557までの距離）に比較して小さいとして無視できるとした。

【0412】上記距離dを考慮して以下のように位置合わせを行うようにしても良い。例えば、図46において2つのスコープ502、503を体腔内519に挿入した場合、レンズ531の光軸とレンズ534の光軸を含む面内にスコープ503の光軸（観察軸549に一致）が存在するように設定する。

【0413】この設定はスコープ502を挿入部514の軸の回りで回転することにより簡単に行うことができる。図46はこの設定が行われた状態であるとする（但し、湾曲部544はまっすぐにされた状態であるとする）。

【0414】この状態で、通常光533で照明し、CC

D553により撮像された信号から最大輝度部位557を検出する。その後、挿入部541を所定長さだけ前進移動(挿入)又は後退移動させて再び最大輝度部位557を検出し、両画像上での最大輝度部位557のずれ量と所定長さ量とを用いて、演算を行い、移動後の最大輝度部位557に隣接する(レンズ534の光軸の前方で臓器532上の)位置(図39では最大輝度部位557から左側にdだけずれた位置)を算出して、この位置にスコープ503の観察軸549を合わせる目標位置とする。

【0415】そして、この目標位置の算出結果に基づいてモータ559を回転させて湾曲部544を(観察軸549が目標位置側に近づくような方向に)湾曲させ、観察軸549が目標位置に達したら回転を停止させて位置合わせを終了する。このように位置合わせを行うと、より精度の高い位置合わせが可能になり、通常像と蛍光像の両画像上の対応する位置の確認がより容易になる。

【0416】また、位置合わせを行った後等に、例えば挿入部575を観察軸549の方向に移動して蛍光観察用スコープ503、又は503'側で撮像された画像の10 サイズを変え、通常観察用スコープ502側で撮像された画像のサイズに一致した時にその移動を停止させるようなサイズ合わせの処理を行うようにしても良い(勿論、スコープ502側を挿入部502の軸方向に移動しても良い)。

【0417】また、例えば、図46又は図47のレンズ551をその光軸方向に移動させてサイズを変えてサイズ合わせを行うようにしても良い。このようなサイズ合わせの処理を行うと通常観察像と蛍光像との各画像上での位置の対応関係はより正確に一致することになり、20 診断とか治療等の処置を行い易くできる。

【0418】また、このサイズ合わせの処理を行うと、通常観察用スコープ502側と蛍光観察用スコープ503'側の光学系の結像特性(焦点距離とか画角等)が異なる場合とか通常観察用スコープ502の先端から被写体までの距離と蛍光観察用スコープ503'の先端から被写体までの距離とが異なる等のために両画像のサイズが異なる場合にも、通常観察像と蛍光像との各画像上での位置の対応関係は正確に一致するようにできる。なお、サイズ合わせの処理を自動的に行うようにしても良いし、術者又は操作者の操作でマニュアルで行っても良い。また、位置合わせをマニュアル(手動)で設定できるようにしても良い。また、自動と手動を選択できるようにしても良い。

【0419】なお、図46或は図47の蛍光観察装置501又は571において、CCD553の出力を第2の通常画像用CCU等へ出力し、かつこの第2の通常画像用CCUで生成された映像信号をモニタ制御装置512を介してモニタ511に表示できるようにしても良い。

【0420】この場合、通常画像用CCU509で生成

された映像信号とを交互にモニタ511で表示し、この交互の表示に同期して左右の液晶を交互に透過及び遮光させる液晶メガネを用いて観察することで、術者等が立体視できるようにすることが可能になる。また、各映像信号をHMDの左右の液晶表示部等でそれぞれ表示し、術者が立体視できるようにすることも可能である。

【0421】また、第2の通常画像用CCUで生成された映像信号と通常画像用CCU509で生成された映像信号とを立体画像合成装置へ入力する等して立体画像の映像信号を生成し、この立体画像の映像信号をモニタ511等の画像表示手段で表示するようにしても良い。

【0422】なお、図46及び図47の蛍光観察装置501又は571においては、位置合わせを行う場合、最大輝度部位を検出して、その最大輝度部位(又は目標位置)が観察軸上になるようにして蛍光観察用スコープ503又は503'を湾曲等で傾けるように移動しているが、最大輝度の部位でなく、他のレベルの輝度部位を検出して行うようにしても良い。

【0423】例えば、最大輝度より少し低い輝度レベルの部位を蛍光観察用スコープ503又は503'で検出してそれを基準部位とし、その基準部位が通常観察用スコープの像の場合と重なるように蛍光観察用スコープ503又は503'を移動しても良い。

【0424】また、通常観察用スコープ502で撮像された像と蛍光観察用スコープ503又は503'で撮像された像(例えばCCD553で撮像された像)との相関量が最大となるように一方のスコープを移動して位置合わせを行うようにしても良い。この場合、2つの画像において、例えば最大輝度部位位置が重なるように一方のスコープを移動しても良いし、他の基準位置とか複数の基準位置が重なるように少なくとも一方のスコープを移動させるようにしても良い。

【0425】図46及び図47では、位置合わせ等の照明は通常観察用スコープ502のライトガイド521から出射した照明光で行うようにしているが、これに限定されるものでなく、ライトガイド521を蛍光観察用スコープ503又は503'側に設けても良い。この場合には、位置合わせは通常観察用スコープ502をマニピュレータ等で傾ける等して行えば良い。また、通常観察用スコープ502の挿入部に湾曲部を設けた軟性内視鏡の場合には、湾曲部の湾曲を制御して位置合わせを行うようにしても良い。

【0426】なお、図46及び図47の実施例では、通常像の映像信号と同じようなレベルの映像信号を得るために蛍光像撮像用CCD554の前にI、I、563を配置して光増幅するようにしているが、I、I、563を用いる代わりに例えば2次元ロックインアンプを蛍光画像処理装置510に設けるようにしても良い。

【0427】例えば、レーザ源529による励起光を、タイミングコントローラ513でその回転が制御された

回転シャッタ等により、所定の周期（例えば1/60Sの数10分の1程度の期間で、2Tとする）のパルス光にして（ミラー526、ライトガイド521等を介して）臓器532側に照射する。このパルス光の明滅に同期し、モータ561により例えば1/60Sで1回転される回転フィルタ562に設けた例えば（波長 λ_1 、 λ_2 の波長の蛍光を通す）2つのフィルタを順次通してCCD554で撮像する（例えばミラー526は1/60Sで実線の位置と点線の位置に切換えられ、1/30Sで蛍光像と通常像が得られる）。

【0428】このCCD554を上記パルス光の明と滅の期間Tに同期してドライブ信号を印加し、高速度で読み出し、2次元ロックインアンプに入力する。この2次元ロックインアンプではまずA/D変換した後、2つのフレームメモリに明と滅の期間Tで撮像された各画像（odd画像とeven画像と記す）を順次格納し、これら格納されたodd画像とeven画像間に対応する画像部分で差分を抽出する処理が差分回路で行われた後、次段の累積積分回路に入力され、差分回路を通した画像が累積される。

【0429】この累積は波長 λ_1 の光を透過するフィルタがCCD554の光路上にある期間行われた後、2次元ロックインアンプの出力信号としてマルチプレクサを介して波長 λ_1 の画像を格納するフレームメモリに格納される。この後、続いて波長 λ_2 の光を透過するフィルタがCCD554の光路上にある期間に同様の差分を抽出する処理、及び抽出された画像を累積する処理が行われ、その後マルチプレクサを介して波長 λ_2 の画像を格納するフレームメモリに格納される。

【0430】このように励起光の明滅に同期して、2次元ロックインアンプにより撮像した各撮像信号の差分成分を抽出し、それらを累積する積分処理を行って、各波長の蛍光像を生成することにより、S/Nの大きな蛍光像を得ることができる（なお、図32のI、I、423等の代わりに2次元ロックインアンプを適用できる）。なお、上述した実施例等を部分的に組み合わせる等して異なる構成にしても良い。

【0431】【付記】

（6-1） 通常の照明光による通常像を得る通常観察用スコープと、励起光による励起に基づく蛍光像を得る蛍光観察用スコープを用いて通常像と蛍光像との両方を同時に或は時分割で切換えて表示する蛍光観察装置において、通常照明された対象上で予め定められた輝度の部位を検出する検出手段と、検出された部位の方向に前記蛍光観察用スコープの視軸を移動させる視軸移動手段とを設けた蛍光観察装置。

【0432】この蛍光観察装置は通常の照明光で照明された対象上で、予め定められた輝度の部位を検出手段で検出し、検出された部位に蛍光観察用スコープの視軸を移動させることにより、通常観察用スコープで得られる

通常像と蛍光観察用スコープで得られる蛍光像の位置合わせを行う。従って、術者は通常像と蛍光像との画像上での対応する位置を容易に確認でき、診断とか処置がしやすい。

【0433】（6-2） 前記予め定められた輝度は、最大輝度である付記（6-1）記載の蛍光観察装置。

【0434】（6-3） 前記視軸移動手段は、前記蛍光観察用スコープの先端側に設けられた湾曲手段である付記（6-1）記載の蛍光観察装置。

10 【0435】（6-4） 前記湾曲手段は、前記蛍光観察用スコープ内に挿通され、先端部で一端が固定されたワイヤを駆動する手段を有する付記（6-3）記載の蛍光観察装置。

【0436】（6-5） 前記視軸移動手段は、前記蛍光観察用スコープの挿入部の後端側に接続された複数の軸を有するマニピュレータからなる付記（6-1）記載の蛍光観察装置。

【0437】

20 【発明の効果】以上説明したように本発明の蛍光内視鏡装置によれば、制御手段により画像検出手段で求められた蛍光画像の強度分布が当該均一となるように、少なくとも前記配光手段または画像補正手段のどちらか一方を制御するので、あらかじめ、蛍光強度分布が均一になるように補正することで誤りの少ない、より精度の高い診断を行うことができるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】 図1及び図2は本発明の第1実施例に係わり、図1は蛍光内視鏡装置の第1実施例の構成を示す構成図

30 【図2】 図1の蛍光内視鏡の変形例の要部の構成を示す構成図

【図3】 第2実施例に係る蛍光内視鏡装置の内視鏡先端部の構成を示す構成図

【図4】 図4及び図5は第3実施例に係わり、図4は蛍光内視鏡装置の内視鏡先端部の構成を示す構成図

【図5】 図4の蛍光内視鏡装置の変形例の内視鏡先端部の構成を示す構成図

【図6】 図6ないし図8は第4実施例に係わり、図6は蛍光内視鏡装置の第4実施例の構成を示す構成図

【図7】 図6の蛍光内視鏡の変形例の構成を示す構成図

40 【図8】 図6のLUTの補正方法の一例を説明する説明図

【図9】 鉗子先端に蛍光塗料を塗った蛍光内視鏡装置の要部の構成を示す構成図

【図10】 図9の蛍光塗料の蛍光特性を示す特性図

【図11】 図9の蛍光塗料による擬似カラー表示の一例を説明する説明図

【図12】 外部照明の影響を除去することのできる蛍光内視鏡の構成を示す構成図

50 【図13】 硬性鏡を備えた滅菌構造の蛍光内視鏡の構成を示す構成図

【図 1 4】図 1 4 ないし図 1 6 は蛍光画像における S/N を向上できるようにした蛍光観察装置の一実施例に係り、図 2-1 は蛍光観察装置の全体構成を示す構成説明図

【図 1 5】図 1 4 の構成における蛍光画像処理装置の構成を示すブロック図

【図 1 6】蛍光画像処理装置における画像変換テーブル作成時の動作を説明する説明図

【図 1 7】蛍光観察用の光源として 2 つのレーザ装置を備えた蛍光観察装置の構成例を示す構成説明図

【図 1 8】1 つの光源装置により通常の内視鏡観察と蛍光観察とを可能にした蛍光観察装置の構成例を示す構成説明図

【図 1 9】蛍光観察とレーザ治療とが同時に可能な蛍光診断治療装置の第 1 の実施例に係る装置の全体構成を示す構成説明図

【図 2 0】蛍光観察とレーザ治療とが同時に可能な蛍光診断治療装置の第 2 の実施例に係る装置の全体構成を示す構成説明図

【図 2 1】蛍光観察とレーザ治療とが同時に可能な蛍光診断治療装置の第 3 の実施例に係る装置の全体構成を示す構成説明図

【図 2 2】蛍光観察画像を補正するための赤外画像生成用の光源として赤外光源を用いた蛍光観察装置の構成例を示す構成説明図

【図 2 3】励起光の導光手段を蛍光観察用の内視鏡を対象部位へ導くガイド管に設けた蛍光観察装置の構成例を示す構成説明図

【図 2 4】図 2-1 0 に示したガイド管の先端部の構成を示す斜視図

【図 2 5】内視鏡のチャンネルに細径の内視鏡を挿入して使用する親子スコープ型の内視鏡を用いた蛍光観察装置の構成例を示す構成説明図

【図 2 6】図 2 6 ないし図 2 8 は蛍光観察装置の空間形成手段の一実施例に係り、図 2 6 は蛍光観察装置の概略構成を示す説明図

【図 2 7】蛍光観察装置の内視鏡先端部に取り付けられる空間部形成手段としての透明カバーを示す説明図

【図 2 8】空間部形成手段である透明カバーを内視鏡先端部に取り付けた内視鏡の作用を示す説明図

【図 2 9】側視型内視鏡に取り付ける透明カバーを示す説明図

【図 3 0】斜視型内視鏡に取り付ける透明カバーを示す説明図

【図 3 1】透明カバーを斜視型内視鏡先端部に取り付けた内視鏡の作用を示す説明図

【図 3 2】側視型内視鏡及び斜視型内視鏡の先端部に取り付けられる他の空間部形成手段の説明図

【図 3 3】側視型内視鏡及び斜視型内視鏡の先端部に取り付けられるその他の空間部形成手段の説明図

【図 3 4】側視型内視鏡及び斜視型内視鏡の先端部に取

り付けられるまた他の空間部形成手段の説明図

【図 3 5】図 3 3 に示すその他の空間部形成手段を斜視型内視鏡の先端部に取り付けた内視鏡の作用を示す説明図

【図 3 6】図 3 6 及び図 3 7 は、蛍光観察装置の内視鏡に設ける空間部形成手段の別の実施例に係り、図 3 6 は空間部形成手段であるバルーンを直視型内視鏡に設けたときの作用を示す説明図

【図 3 7】空間部形成手段であるバルーンを前方斜視型内視鏡に設けたときの作用を示す説明図

【図 3 8】図 3 8 ないし図 4 5 は距離に関係しないで良好な診断を行うのに適した蛍光像を得る蛍光観察装置の第 1 ないし第 3 実施例に係り、図 3 8 は対象部位までの距離により撮像された蛍光強度の一部が飽和することを示す説明図

【図 3 9】蛍光観察装置の第 1 実施例の構成図

【図 4 0】図 3 9 の変形例における画像表示制御系の構成を示すブロック図

【図 4 1】蛍光観察装置の第 2 実施例の構成図

【図 4 2】図 4 1 における蛍光光量検出装置の構成を示すブロック図

【図 4 3】第 2 実施例の変形例の構成を示す構成図

【図 4 4】術者が手術する様子を示す説明図

【図 4 5】蛍光観察装置の第 3 実施例における立体視内視鏡の構成を示す構成図

【図 4 6】図 4 6 及び図 4 7 は位置合わせ機能を備えた蛍光観察装置の第 1 及び第 2 実施例に係り、図 4 6 は蛍光観察装置の第 1 実施例の構成を示す構成図

【図 4 7】蛍光観察装置の第 2 実施例の構成を示す構成図

【図 4 8】蛍光内視鏡装置により励起光を入射したときの体腔内組織の蛍光特性を示す特性図

【符号の説明】

- 1…蛍光内視鏡装置
- 2…光源
- 3…内視鏡
- 4…カメラ
- 5…画像処理装置
- 6…配光分布調整手段
- 7…コンピュータ
- 8…レーザ
- 9…ライトガイド
- 10…ビームエキスパンダ部
- 11…集光レンズ
- 12…拡散レンズ
- 13…被写体
- 14…対物レンズ
- 15…イメージガイド
- 16…接眼レンズ
- 17…結合レンズ

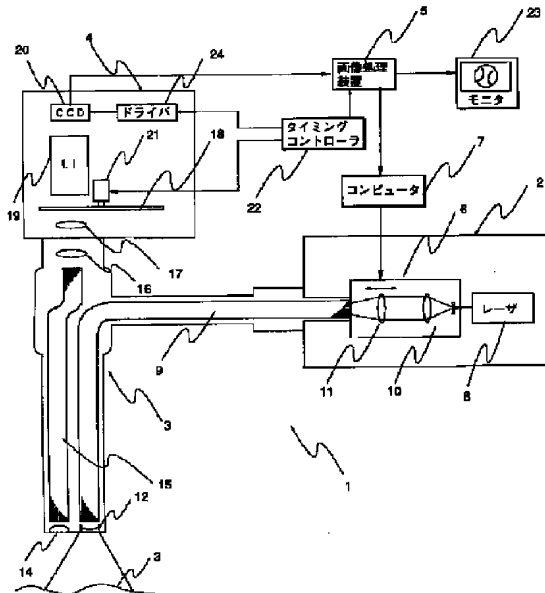
67

68

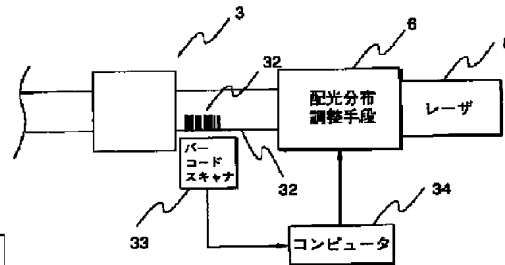
18…回転フィルタ
19…I. I.
20…CCD
21…モータ

22…タイミングコントローラ
23…モニタ
24…ドライバ

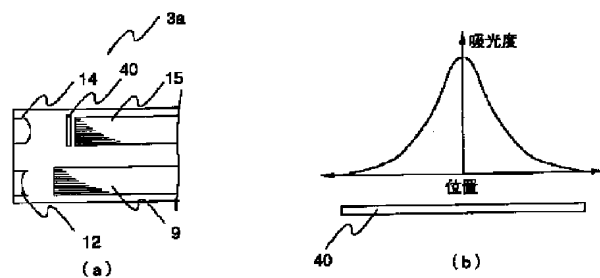
【図1】



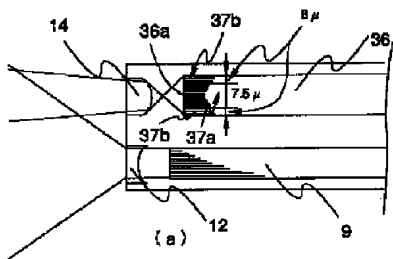
【図2】



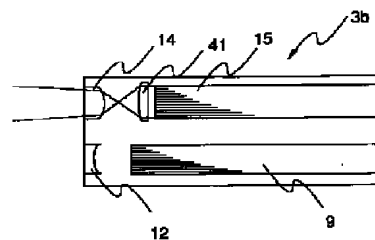
【図4】



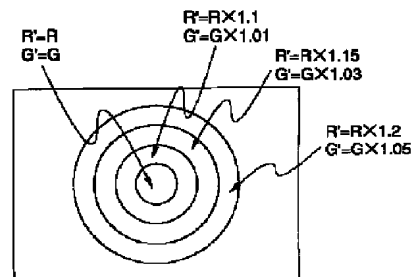
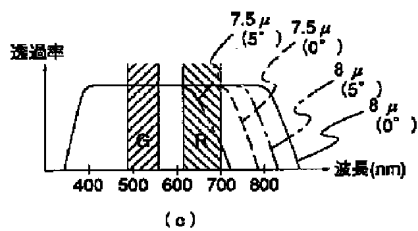
【図3】



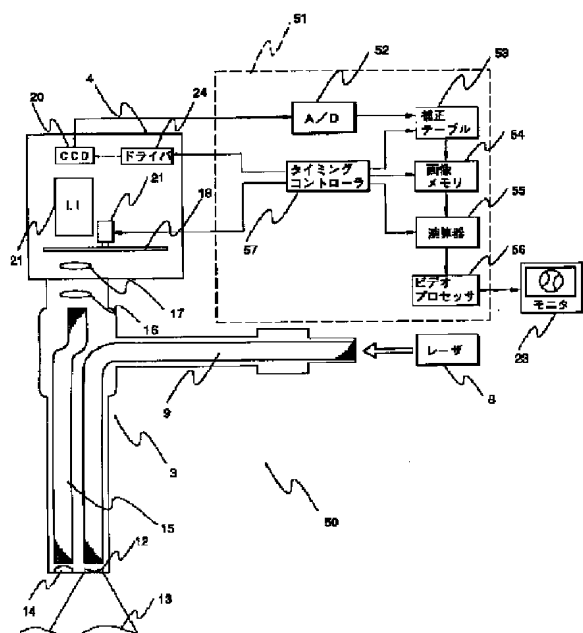
【図5】



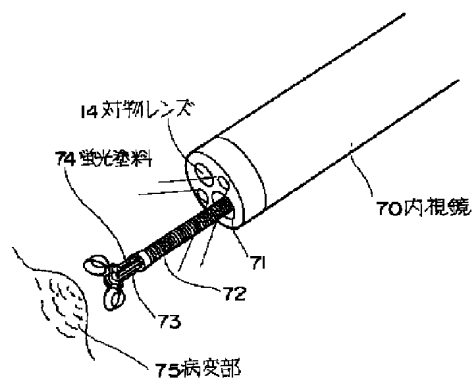
【図8】



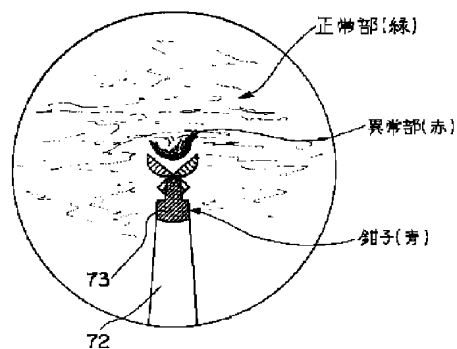
【図6】



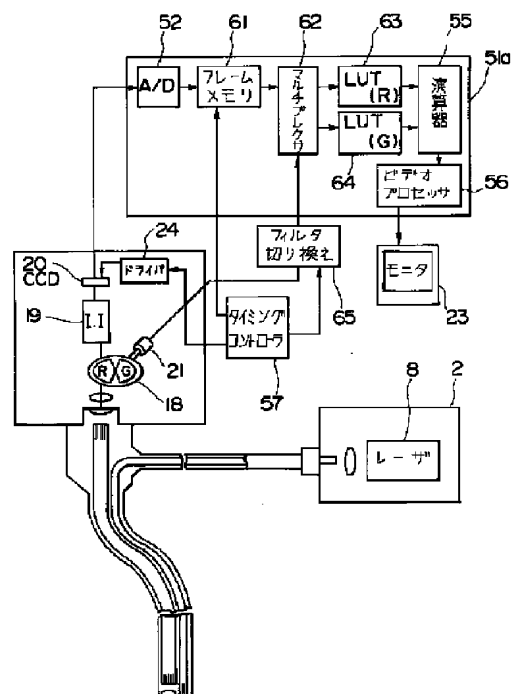
【図9】



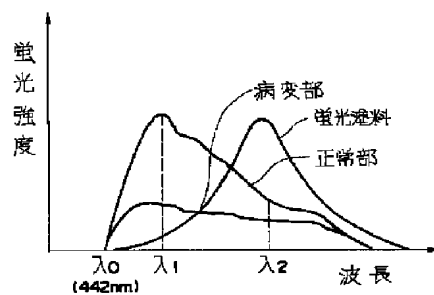
【図11】



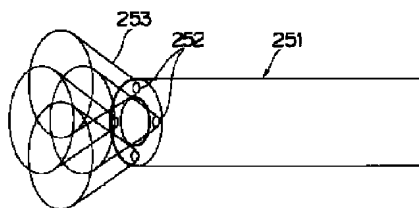
【図7】



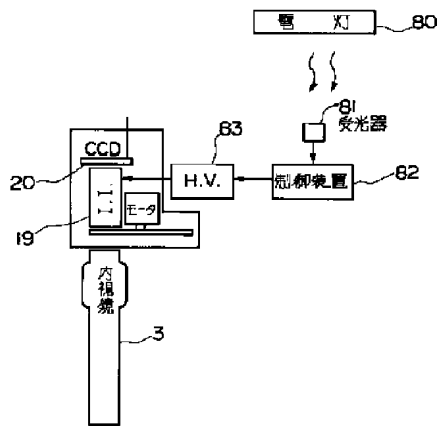
【図10】



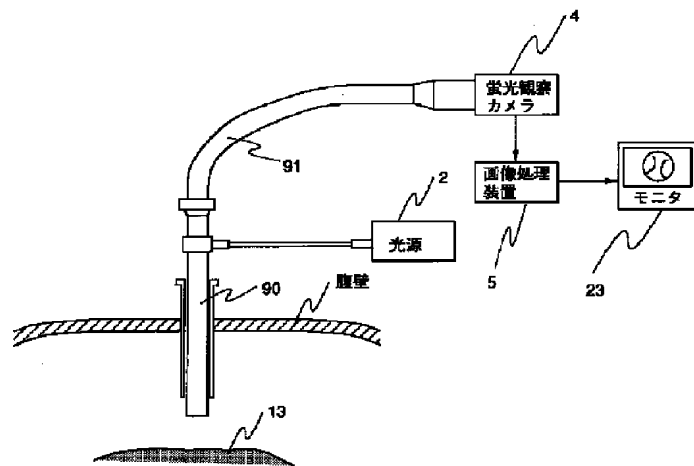
【図24】



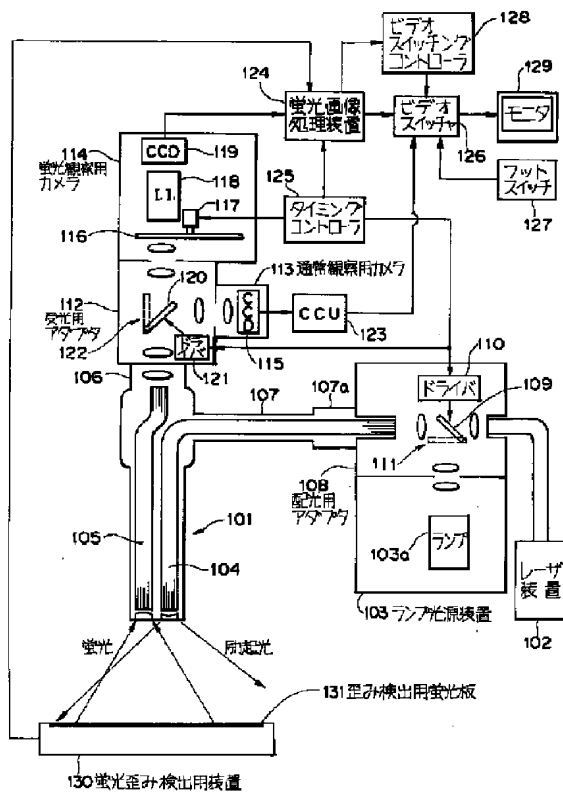
【図12】



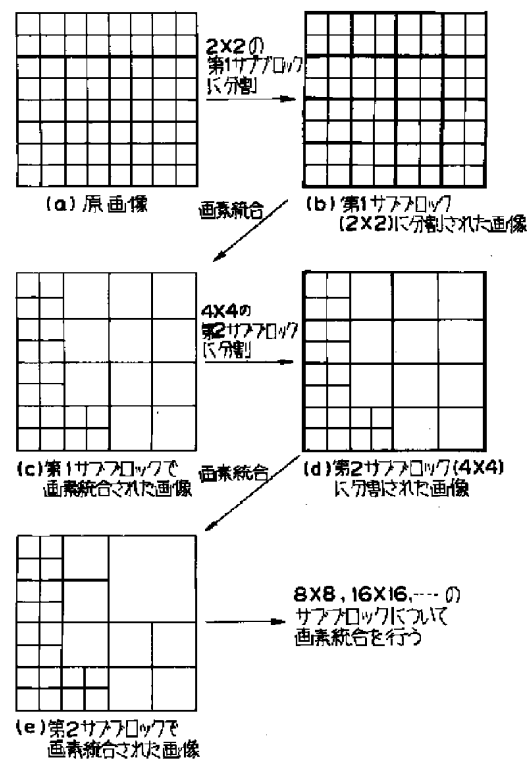
【図13】



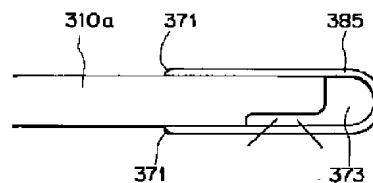
【図14】



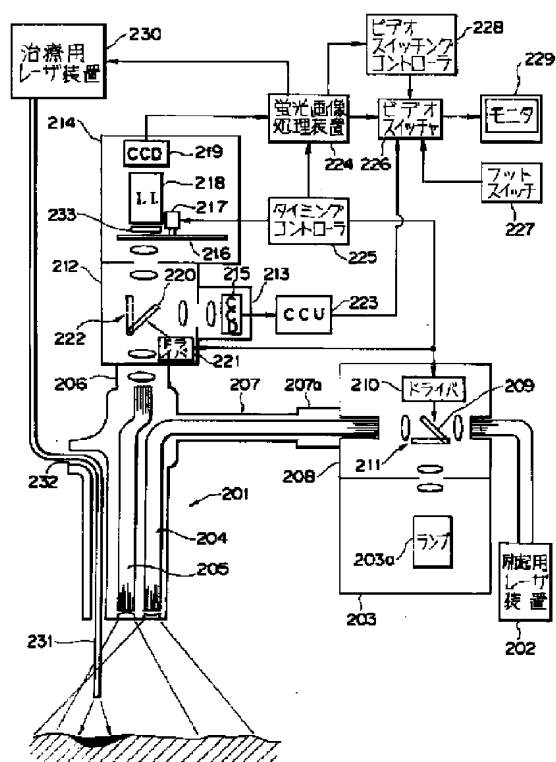
【図16】



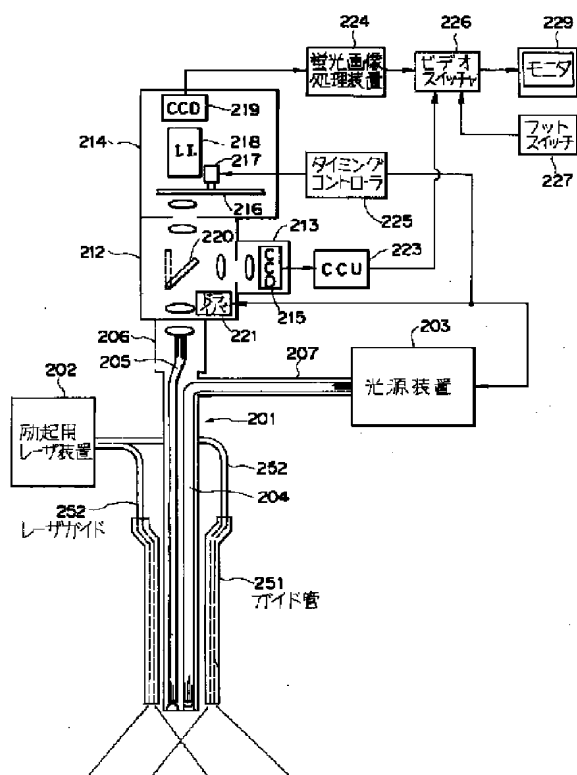
【図29】



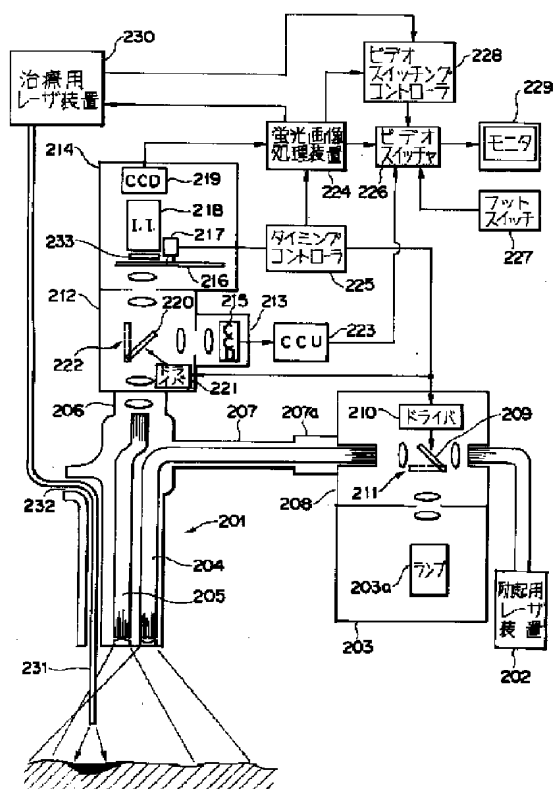
【图 20】



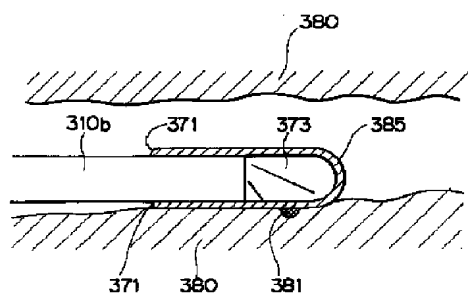
【图 2 3】



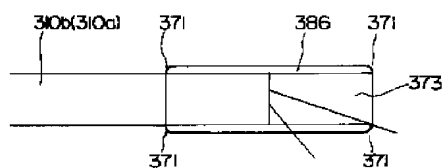
【例 2 1】



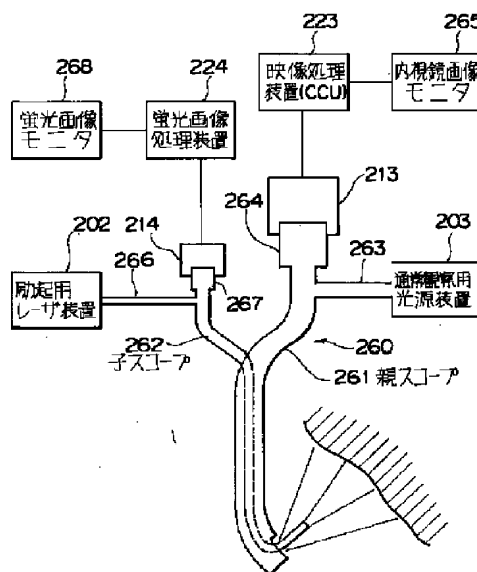
【图 3 1】



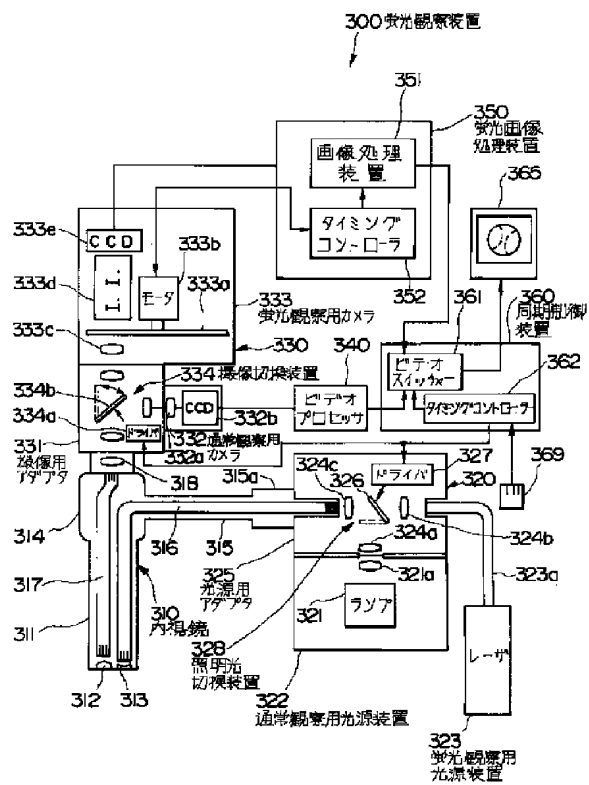
【图 3 2】



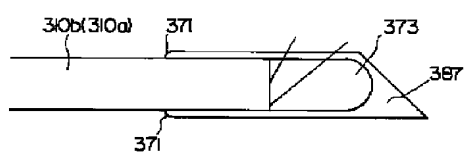
【图 25】



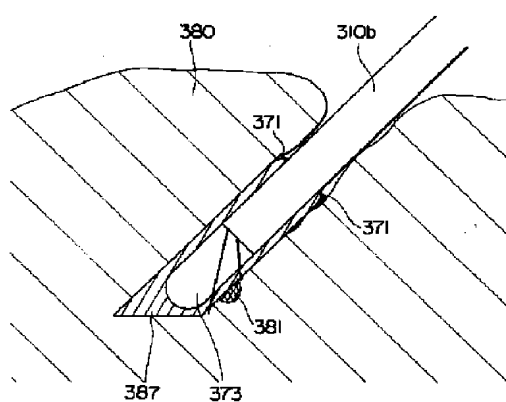
【图 2 6】



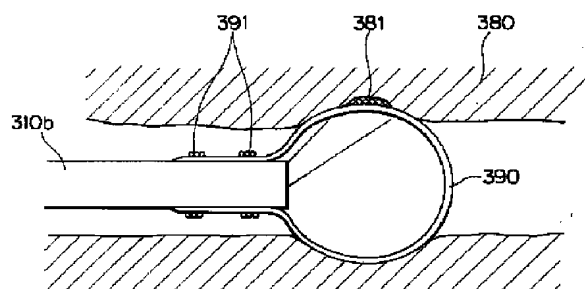
【图 3 3】



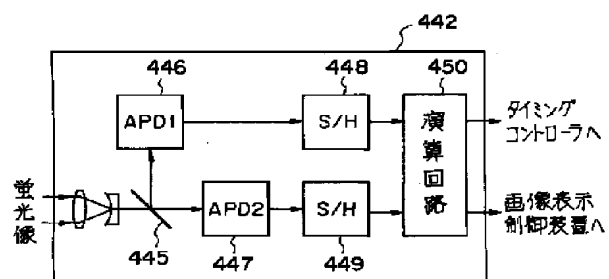
【图 3 5】



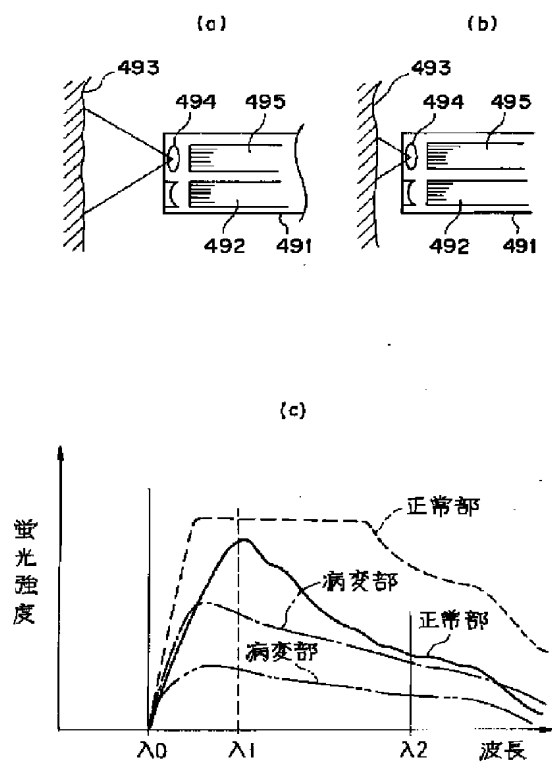
【图 3 7】



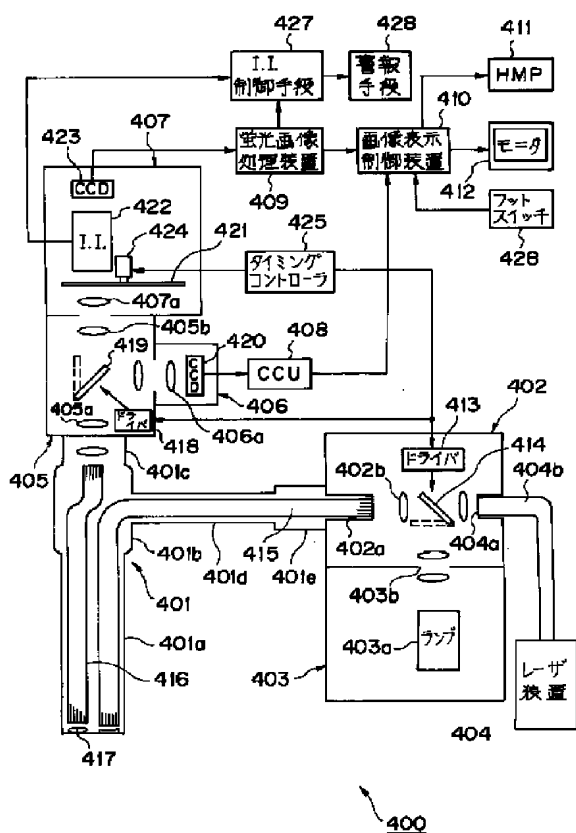
【图 4 2】



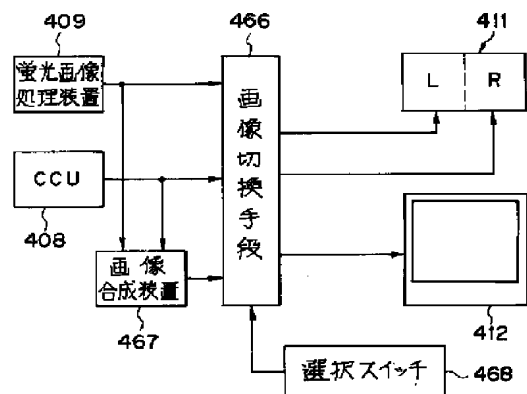
【図38】



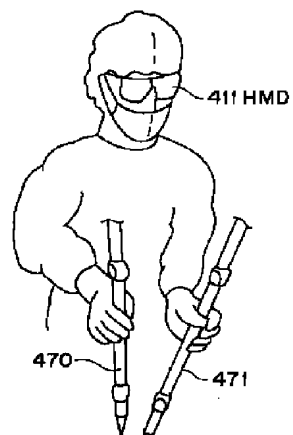
【図39】



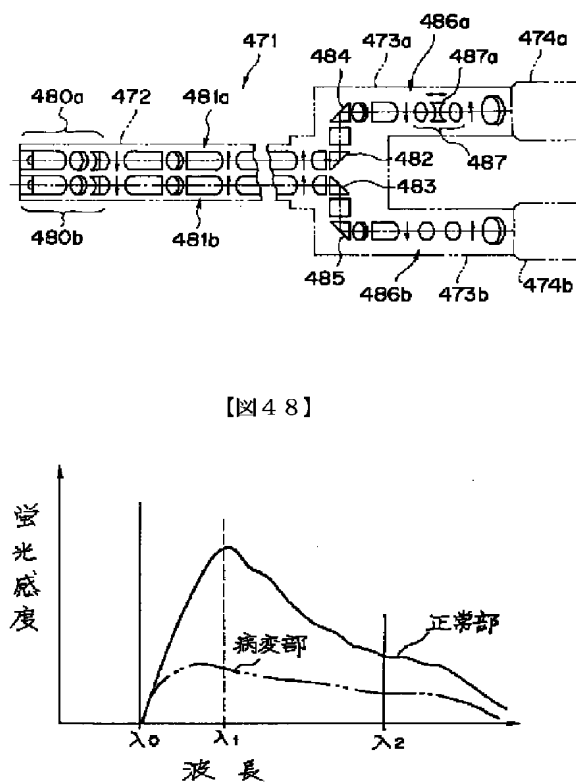
【図40】



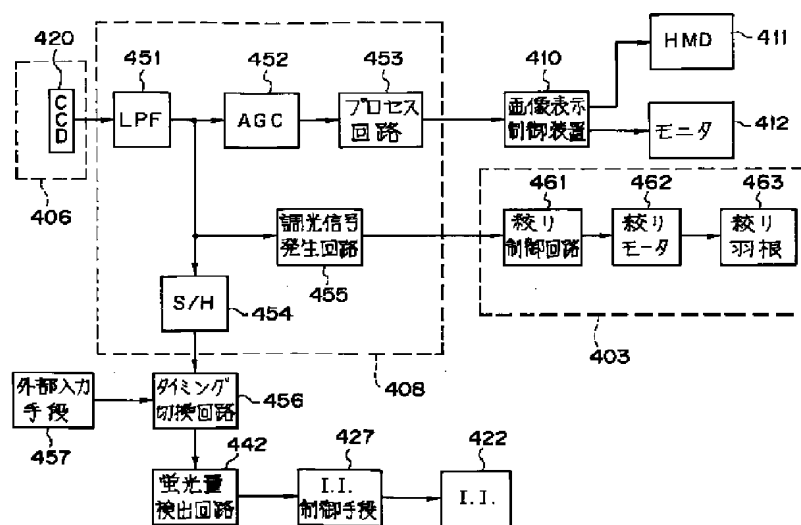
【図44】



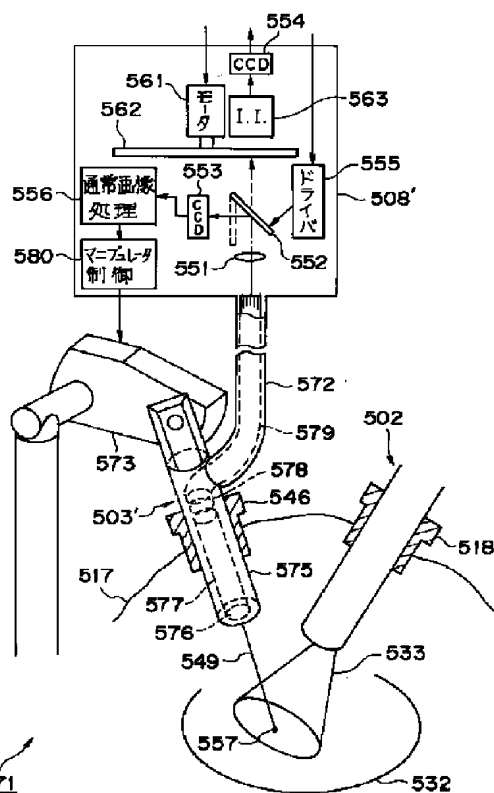
【图 4 5】



【图 4 3】



【图 4 7】



フロントページの続き

(72)発明者 真貝 成人
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目43番 2 号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 中村 一成
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目43番 2 号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 鷺塚 信彦
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目43番 2 号 オリ
ンパス光学工業株式会社内